

# **Análisis de interfaces basadas en movimientos de iris y de cabeza para personas con parálisis cerebral**



**Ing. Alejandro Clemotte**

**Dr. Rafael Raya**

**Dr. Ramón Ceres**

**Dr. Ricardo de Córdoba**

**Universidad Politécnica de Madrid (UPM)**

**Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC)**

**Grupo de Bioingeniería (GBIO)**

*Master en Ingeniería de Sistemas Electrónicos*

**Julio 2013**



*«Todo esto digo, oh Sancho, para que no atribuyas a tus merecimientos la  
merced recibida, sino des gracias al cielo, que dispone suavemente las  
cosas»*

Miguel de Cervantes, Don Quijote de la Mancha, Cap. XLII, II parte.

Dedicado a mis padres, amigos y maestros.

# Resumen

Este documento es la memoria final del trabajo de fin de Máster para optar al título de Máster en Ingeniería de Sistemas Electrónicos. El trabajo lleva por nombre “Análisis de interfaces basadas en movimientos de iris y de cabeza para personas con parálisis cerebral”. Ha sido desarrollado por el Ing. Alejandro Clemotte bajo la supervisión del Dr. Rafael Raya, Dr. Ramón Ceres y el Dr. Ricardo de Cordoba en el periodo 2011-2013. El trabajo ha sido desarrollado en las instalaciones del grupo de bioingeniería del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (GBIO-CSIC) [1] en el marco de desarrollo del Máster en Ingeniería de Sistemas Electrónicos de la Universidad Politécnica de Madrid.

Los avances tecnológicos permiten mejorar la calidad de vida de las personas. Sin embargo en ocasiones, la tecnología no se encuentra al alcance de todos los seres humanos ya que quienes padecen de limitaciones motrices, auditivas, del habla, etc., no pueden acceder a estos beneficios por la falta de interfaces adaptadas a las capacidades de estos colectivos menores. En particular el ordenador es una herramienta tecnológica que permite realizar infinitud de tareas, tanto sociales, de rehabilitación, del tipo lúdicas, etc. [2], difícilmente accesible para personas con capacidades limitadas. Es por ello importante el desarrollo de esfuerzos que permitan la construcción de herramientas de acceso universal.

El trabajo realizado consiste en estudiar de forma práctica el desempeño de personas con parálisis cerebral y sin discapacidad mientras que estas realizan tareas de alcance al objetivo. Las tareas serán realizadas con dos interfaces alternativas al ordenador. Se analizarán las limitaciones técnicas de cada una de ellas mediante la definición de métricas especiales y se realizará una propuesta conceptual para la reducción de tales limitaciones, con el fin de mejorar la accesibilidad del computador para el grupo de personas con discapacidad.

**Palabras claves:** Interfaces persona-computador, interfaces alternativas, tecnología de seguimiento ocular, tecnología inercial, discapacidad, desorden motor, parálisis cerebral, Throughput.

# Motivación

La parálisis cerebral (PC) es un trastorno que surge en la infancia y que permanece el resto de la vida. La PC afecta al movimiento, la postura y el tono muscular. Según ASPACE “Confederación Española de Federaciones y Asociaciones de Atención a las personas con Parálisis cerebral y Afines” [3] la PC es un “trastorno global de la persona consistente en un desorden permanente y no inmutable del tono muscular, la postura y el movimiento, debido a una lesión no progresiva en el cerebro antes de que su desarrollo y crecimiento sean completos”.

En los últimos años el acceso a la información, y por consiguiente al ordenador u otros medios electrónicos (TICs), se ha vuelto en uno de los pilares de desarrollo e integración social. La PC genera limitaciones motoras que afectan al control de las interfaces persona-computador tradicionales, reduciendo las oportunidades de interacción. Existen diversas soluciones de acceso al computador para personas con discapacidad. Sin embargo, su accesibilidad queda comprometida cuando el usuario sufre una discapacidad motora severa, como es el caso de la PC.

Este trabajo plantea la hipótesis de que la integración de interfaces que empleen diversas tecnologías puede facilitar el acceso al computador para personas con limitaciones neuromotoras graves. Con base en esta hipótesis, se estudiarán de forma práctica, con personas con PC, las características de dos interfaces existentes, se analizarán las limitaciones técnicas y se realizará una propuesta conceptual para la reducción de tales limitaciones, con el fin de mejorar la accesibilidad del computador para el colectivo citado.

# Objetivo

El objetivo de este trabajo es profundizar en el conocimiento de las limitaciones de las interfaces actuales en relación a su uso por personas con una discapacidad neuromotora severa, como la parálisis cerebral. Concretamente se estudiarán las limitaciones técnicas del sistema IRISCOM. De acuerdo a este análisis, se propondrá una solución para reducir las limitaciones existentes y mejorar la usabilidad de los dispositivos por este colectivo. Este objetivo general se llevará a cabo a través de los siguientes objetivos parciales:

- Revisión bibliográfica de las interfaces persona-computador para discapacidad y en especial para personas con PC
- Selección de una interfaz persona-computador representativa atendiendo a las necesidades particulares de personas con PC y a su potencial como interfaz persona-computador para personas con PC.
- Estudio de las limitaciones de la interfaz seleccionada con personas con PC a través de experimentos siguiendo un protocolo estructurado.
- Cualificación de parámetros que permitan la caracterización de la interfaz.
- Selección de métricas para la evaluación objetiva de la usabilidad de la interfaz
- Identificación de los factores que influyen en la pérdida de usabilidad.
- Propuesta de una solución conceptual tecnológica para reducir las limitaciones detectadas y su justificación según los resultados del estudio previo.

# Marco del trabajo

El trabajo propuesto se enmarca dentro de la línea de Tecnologías de Apoyo a la parálisis cerebral del Grupo de Bioingeniería del CSIC. Dentro de esta línea, se ha llevado a cabo el diseño, la implementación y la validación de una interfaz inercial, llamada ENLAZA [4][5] donde se ha demostrado la posibilidad de reducir el efecto del movimiento involuntario causado por la PC.

El trabajo propuesto estudiará la interfaz inercial ENLAZA y otras soluciones tecnológicas basadas en visión. Concretamente, se seleccionará el sistema de visión IRISCOM [6], que permite el control del computador mediante el movimiento del iris del usuario. El sistema IRISCOM es utilizado en centros como el ASPACE Cantabria (Santander) el cual atiende de forma integral a por personas afectadas por Parálisis Cerebral y síndromes afines. Otros sistemas con características similares se emplean a nivel internacional, por lo que se considera una interfaz de referencia.

Sin embargo, aquellos usuarios que sufren una discapacidad neuromotora severa tienen dificultades para acceder al computador a través del sistema IRISCOM. Las razones de esta problemática aún no han sido detectadas con precisión, existiendo hipótesis no contrastadas. Este será precisamente el objetivo del trabajo propuesto: identificar los factores que influyen en la pérdida de accesibilidad de la interfaz cuando es utilizada por personas con PC.

# Estructura del trabajo

En el *capítulo 1* se expondrán definiciones y conceptos relativos a la discapacidad, la parálisis cerebral y las tecnologías de apoyo, concretamente de las interfaces persona-computador orientadas a personas con discapacidad. Luego se presentará una revisión de la literatura actual acerca de las tecnologías de acceso. Finalmente se comentará la propuesta de trabajo.

En el *capítulo 2* se profundizarán los detalles de las dos plataformas, IRISCOM y ENLAZA, que se utilizarán en el estudio experimental de la interacción persona-computador con usuarios con PC y con personas sin discapacidad. Inicialmente se presentarán los detalles de las tecnologías, tanto del sistema ENLAZA (tecnología inercial) como del sistema IRISCOM (tecnología por visión infrarroja) para luego entrar en los detalles de ambas plataformas. Finalmente se discutirá las expectativas de mejora de la usabilidad mediante la fusión de ambas interfaces.

En el *capítulo 3* se pretende explicar y detallar las pruebas llevadas a cabo con los usuarios con y sin discapacidad y los parámetros que serán extraídos de los datos ofrecidos por los sistemas IRISCOM y ENLAZA. La caracterización de las pruebas busca valorar la accesibilidad de la interfaz IRISCOM.

En el *capítulo 4* se presentarán los datos procesados, extraídos de las pruebas realizadas con personas con PC y sin discapacidad. Los datos de personas sin discapacidad se utilizarán como valores de referencia para los datos de las personas con PC.

El *capítulo 5* buscará precisar las observaciones realizadas durante las pruebas y posterior a ellas. Se presentarán algunas técnicas interesantes de facilitación de señalización con el cursor. Para finalizar se realizará la propuesta que podrían generar una interfaz con mayor usabilidad mediante la fusión sensorial.

Para terminar el *capítulo 6* recogerá las conclusiones generales de todos los capítulos previamente desarrollados y aportará algunas futuras líneas de trabajo identificadas como prioritarias.

En el *Anexo A* se presentarán los detalles teóricos y de implementación de la estrategia de filtrado seleccionada. En el *Anexo B* se incluyen los artículos desarrollados en el marco del trabajo realizado.



# Índice general

<b>Índice general</b>	<b>IX</b>
<b>Índice de figuras</b>	<b>XII</b>
<b>Índice de tablas</b>	<b>XVII</b>
<b>Nomenclaturas</b>	<b>XX</b>
<b>1. Marco teórico y sistema propuesto</b>	<b>1</b>
1.1. La discapacidad . . . . .	1
1.2. La parálisis cerebral . . . . .	2
1.2.1. Características de la parálisis cerebral . . . . .	2
1.2.2. Clasificación de la parálisis cerebral . . . . .	2
1.3. Tecnología de acceso . . . . .	3
1.3.1. Oportunidades de las TA frente a la discapacidad . . . . .	3
1.3.2. Dispositivos apuntadores . . . . .	3
1.4. Trabajos relacionados a la Parálisis Cerebral . . . . .	4
1.4.1. EdgeWrite . . . . .	4
1.4.2. Camera Mouse . . . . .	5
1.4.3. Eviacam . . . . .	5
1.4.4. SINA . . . . .	5
1.4.5. Cámara y conmutador . . . . .	6
1.4.6. Teclado virtual . . . . .	6
1.4.7. Interfaz mecánica . . . . .	7
1.4.8. Interfaz sonora . . . . .	7
1.4.9. Interfaz cerebro computador - BCI . . . . .	7
1.4.10. Smart-Nav <sup>TM</sup> . . . . .	8
1.4.11. ENLAZA . . . . .	8
1.4.12. IRISCOM . . . . .	9
1.5. Discusión y propuesta de trabajo . . . . .	10
1.6. Conclusiones del capítulo . . . . .	11

<b>2. Interfaces ENLAZA e IRISCOM</b>	<b>14</b>
2.1. Detalles de la tecnología . . . . .	14
2.1.1. Tecnología inercial . . . . .	14
2.1.2. Tecnología de seguimiento ocular . . . . .	16
2.2. Detalles de las plataformas . . . . .	17
2.2.1. ENLAZA . . . . .	17
2.2.2. IRISCOM . . . . .	20
2.3. Expectativas de mejora de la usabilidad . . . . .	23
2.4. Conclusiones del capítulo . . . . .	25
<b>3. Procedimientos y Caracterización</b>	<b>26</b>
3.1. Participantes . . . . .	27
3.2. Instrumentos . . . . .	27
3.3. Procedimiento . . . . .	29
3.4. Métricas . . . . .	32
3.4.1. Funcionales . . . . .	33
3.4.1.1. Parámetros de la tarea - AMPLITUD DIÁMETRO TAREAS . . . . .	33
3.4.1.2. Throughput - TP . . . . .	33
3.4.1.3. Tasa de error - TE . . . . .	34
3.4.1.4. Tiempo de movimiento - TM . . . . .	35
3.4.1.5. Distancia del clic al objetivo - DCO . . . . .	35
3.4.2. IRISCOM . . . . .	36
3.4.2.1. Desviación media - DES . . . . .	36
3.4.2.2. Dispersión - DIS . . . . .	37
3.4.2.3. Frecuencia pico y densidad espectral - FIRIS_P y FIRIS_D . . . . .	38
3.4.3. ENLAZA . . . . .	39
3.4.3.1. Rango de movimiento - ROM . . . . .	39
3.4.3.2. Relación ROM/DIS - ROM_DIS . . . . .	40
3.4.3.3. Frecuencia pico y densidad espectral - FEN_PICO y FEN_DIS . . . . .	40
3.5. Conclusiones del capítulo . . . . .	41
<b>4. Experimentación y análisis de datos</b>	<b>43</b>
4.1. Resultados empíricos y discusiones . . . . .	43
4.1.1. Métricas Funcionales . . . . .	44
4.1.2. Métricas IRISCOM . . . . .	51
4.1.3. Métricas ENLAZA . . . . .	56
4.2. Resultados generales de las métricas . . . . .	68
4.3. Conclusiones del capítulo . . . . .	68

<b>5. Estrategias de filtrado y fusión sensorial</b>	<b>73</b>
5.1. Caracterización de usuarios con PC . . . . .	73
5.2. Técnicas de facilitación del señalizado del cursor . . . . .	75
5.3. Propuesta A - Estrategia de filtrado . . . . .	78
5.4. Limitaciones de usabilidad . . . . .	86
5.5. Propuesta B - Fusión sensorial . . . . .	87
5.6. Conclusiones . . . . .	90
<b>6. Conclusiones y trabajos futuros</b>	<b>92</b>
6.1. Discusión final y conclusiones . . . . .	92
6.2. Trabajos futuros . . . . .	97
<b>A. Filtro Kalman</b>	<b>100</b>
A.1. Notación matricial del filtro de Kalman . . . . .	101
A.2. Implementación del Filtro de Kalman . . . . .	103
<b>B. Difusión científica</b>	<b>104</b>
B.1. International Conference on NeuroRehabilitation. Converging Clinical and Engineering Research ICNR 2012. Toledo, España. . . . .	105
B.2. Seminario CYTED de la Red Temática IBERADA 2012. Vitória-ES, Brasil. . . . .	108
B.3. XXXIII Jornadas de Automática JA 2012. Vigo, España. . . . .	115
B.4. VII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapa- cidad IBERDISCAP 2013. Santo Domingo, República Dominicana . .	122
<b>Referencias</b>	<b>128</b>

# Índice de figuras

1.1. Una PDA Palm con una plantilla de EdgeWrite sobre el área de entrada de texto. . . . .	4
1.2. Módulo de inicialización: a) detección de rostro automático. b) Selección de las mejores características usando restricciones de simetría. c) La media de todas las funciones: punta de la nariz. . . . .	6
1.3. Aparato experimental, que consiste en un interruptor, cámaras múltiples, un ordenador de sobremesa, y un ratón de ordenador modificado que sirve como puente a los dos sistemas. . . . .	7
1.4. El sistema seguidor de cabeza SmartNav (izquierda). La cámara sigue al punto reflectante de luz infrarroja puesto en la frente del usuario (derecha) [7]. . . . .	8
1.5. Los ensayos con la interfaz de inercia (izquierda). La interfaz de inercia (derecha). La comunicación entre la interfaz y el ordenador puede ser USB o Bluetooth. . . . .	9
1.6. Sistema de captura del movimiento de los ojos siendo utilizado por un niño durante una demostración. El sistema está compuesto de una cámara (A) y dos fuentes de luz infrarroja dirigidas al rostro del usuario (B). . . . .	10
1.7. Tarea que será desplegada en el monitor en pantalla completa y que el usuario deberá realizar (izquierda). Momento durante las pruebas con un participante con PC (derecha). . . . .	11
1.8. Diagrama de bloques del sistema propuesto. . . . .	12
2.1. Modelo físico básico de un acelerómetro lineal o uniaxial [8]. . . . .	15
2.2. Posiciones relativas de la pupila y del primer reflejo de Purkinje según como sería visto por la cámara de seguimiento de iris [9]. . . . .	17
2.3. El comunicador inercial ENLAZA consiste en una IMU (A) y un soporte comercial (B) que permite una fijación mecánica a la cabeza. . .	18

2.4.	Funcionamiento de la interfaz inercial. El sistema de coordenadas del sensor $R_S = [\vec{X}_S, \vec{Y}_S, \vec{Z}_S]$ se referencia respecto al sistema global $R_G = [\vec{X}_G, \vec{Y}_G, \vec{Z}_G]$ para calcular los ángulos de rotación en cada instante. . . . .	19
2.5.	Imagen captada por la cámara sensible a luz infrarroja del sistema IRISCOM, donde el sistema de procesamiento de imagen reconoce y ubica los ojos (cruces) [10]. . . . .	21
2.6.	Sistema de seguimiento de la mirada. Dos emisores de luz infrarroja (punto A, líneas amarilla) permiten a una cámara de luz infrarroja (Punto B, línea roja) captar la luz que refleja del iris del usuario. . . .	22
2.7.	(Fijándose en los ojos puede determinarse si se ha ajustado bien el hardware. Una imagen con el hardware bien ajustado mostrará 3 cruces de color en cada ojo, una grande en la pupila y dos más pequeñas en los puntos blancos creados por las luces (imagen de la izquierda). . . .	23
2.8.	a) Pantalla de calibración donde el usuario debe mirar la diana activa (color gris oscuro). b) Al finalizar la calibración de desplegará una ventana con la calificación de la misma. . . . .	24
3.1.	Un momento de las pruebas en el que se puede ver las dos interfaces (IRISCOM y ENLAZA), la aplicación que despliega la tarea en el monitor y sujeto con PC de espalda. . . . .	29
3.2.	Esquema de la tarea a realizar por los participantes de las pruebas. La secuencia A, B, C, (...), H muestra las distintas posiciones del círculo objetivo (círculo azul) que el participante de la prueba debería hacer clic. . . .	31
3.3.	Parámetros de la tarea a realizar por los participantes de la prueba: diámetro del objetivo ( <i>DIÁMETRO</i> ), distancia entre el centro de dos objetivos opuestos ( <i>AMPLITUD</i> ), tareas por condición (11, en este caso), tipos de objetivos (círculos). . . . .	32
3.4.	Ejemplo para calcular la tasa de error. Este ejemplo no representa lo que el usuario verá en el monitor, es solo es una figura a modo explicación. . . . .	35
3.5.	Distancia del clic al objetivo, representada por el segmento que uno los puntos C y P. La Distancia del clic al objetivo solo tiene sentido para pruebas donde el participante realiza el clic fuera del área del objetivo. . . .	36
3.6.	Representación gráfica de la métrica dispersión DIS. La zona en recuadro con línea entrecortada sera detallada en la Figura 3.7. . . . .	37
3.7.	Detalle de una zona de la Figura 3.6. El valor de DES es la distancia desde el centro del objetivo a la "x" correspondiente. Las elipses azules representan los valores de DIS/H y DIS/V. Los módulos de DIS/H y DIS/V son los módulos de los ejes de las elipses azules. . . . .	38

3.8.	Los parámetros que se analizarán en el dominio de la frecuencia serán: frecuencia a la que se produce la DEM (mayor densidad espectral) (FIRIS_P) y la banda de frecuencia que contiene el 75 % de la densidad espectral total, como indicador de la dispersión de la densidad espectral (FIRIS_D). . . . .	39
3.9.	El ROM se define como la diferencia entre los valores máximo y mínimo de los ángulos de Euler. En la Figura podemos ver una representación gráfica de los ROM frontal, sagital y transversal. . . . .	40
4.1.	Momento durante las pruebas con un participante con PC. Podemos ver los sistemas IRISCOM y ENLAZA y la aplicación FittsStudy ejecuta por el ordenador desplegada en el monitor. . . . .	44
4.2.	Representaciones gráficas de las métricas Funcionales. (a) Diámetro de separación de los centros de los objetivos - AMPLITUD. (b) Diámetro de los objetivo - DIÁMETRO. (c) Número de objetivos por condición - TAREAS. (d) Throughput por participante - TP. (e) Tasa de error por condición - TE. . . . .	47
4.3.	Representaciones gráficas de las métricas Funcionales (continuación). (a) Tiempo medio de finalización de las tareas - TM_MEAN. (b) Distancia del clic al objetivo cuando se realiza un clic fuera del objetivo - DCO_MEAN. . . . .	49
4.4.	Camino recorrido por el cursor a través del sistema IRISCOM (verde clic correcto). El inicio de la tarea se representa con un círculo y el fin con una cruz. Se asocia a cada tarea la representación en el tiempo (ms) de la Distancia al objetivo y la Velocidad (px = píxeles). . . . .	50
4.5.	Representación gráfica de la dispersión. Los puntos representan a los participantes (con PC puntos tipo diamante rojos y sin discapacidad puntos cuadrados azules), el eje de abscisas mide la dispersión horizontal (DIS_H) y el eje de ordenadas mide la dispersión vertical (DIS_V). . . . .	52
4.6.	Representación gráfica de los parámetros DES, DIS_H y DIS_V, así como las tareas falladas y acertadas para una condición dada. Debajo de la sub-figura, los datos de la condición se leen: Usuario (AMPLITUD; DIÁMETRO; ID; TP). . . . .	54
4.7.	Representaciones gráficas de las métricas IRISCOM. (a) Distancia media entre la posición media y el centro del cursor - DES. (b) y (c) Desviación estándar de las coordenadas del cursor en una tarea de alcance al objetivo en los ejes horizontal - DIS_H - y vertical - DIS_V. (d) y (e) Frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral en el eje horizontal - F_IRIS_P_MEAN_X - y en el eje vertical - F_IRIS_P_MEAN_Y. . . . .	57

4.8. Representaciones gráficas de las métricas IRISCOM (continuación). (a) y (b) Banda de frecuencia que contiene el 75 % de la densidad espectral total en el eje horizontal - F_IRIS_D_MEAN_X - y en el eje vertical - F_IRIS_D_MEAN_X. . . . .	58
4.9. Representaciones gráficas de las métricas Enlaza. Los movimientos de las sub-figuras (a), (c) y (e) son representadas esquemáticamente en las sub-figuras (b), (d) y (f) respectivamente para mayor claridad del lector, no representan valores numéricos. . . . .	59
4.10. ROM de una condición entera realizada por los participantes HP1 (columna izquierda) y CP1 (columna derecha) graficada en los tres diferentes planos: frontal (primera fila), transversal (segunda fila) y sagital (tercera fila). Los sub-títulos de las figura deben ser leídas como: Participante (AMPLITUD; DIÁMETRO; PLANO). . . . .	60
4.11. Representación en el tiempo (eje horizontal, en segundos) de los ángulos de Euler frontal (azul), sagital (verde) y transversal (rojo) de dos participantes: HP1 y CP1. Se ha graficado los ángulos para una condición entera. Las etiquetas de las figuras deben leerse como: Participante (AMPLITUD; DIÁMETRO). . . . .	61
4.12. Representaciones gráficas de las métricas Enlaza (continuación). (a) Relación entre el rango de movimiento transversal y la dispersión del cursor horizontal - ROM_DIS_H. (b) Relación entre el rango de movimiento sagital y la dispersión vertical - ROM_DIS_V. . . . .	65
4.13. Representaciones gráficas de las métricas Enlaza (continuación). (a), (c) y (e) Frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral en los ejes frontal, transversal y sagital. (b), (d) y (f) Banda de frecuencia que contiene el 75 % en los ejes frontal, transversal y sagital. . . . .	66
4.14. En las figuras de la izquierda se puede ver el espectro de frecuencias de HP1, y en la columna de la derecha el espectro de frecuencias de CP1 (tono cervical hipertónico extensor). . . . .	67
4.15. Distribución de los puntos coordenados de los 7 participantes con PC y del participantes sin discapacidad, con los puntos ordenados según: ROM_DIS [x = ROM_MEAN; y = DIS]. . . . .	68
5.1. (I) Técnica de selección por clic. (II) Técnica de “cruce por el objetivo.	77
5.2. Clic y cruzar: un área del cursor (I) transforma los objetivos cubiertos por esa área en objetivos del tipo cruce de objetivo (II). Lupa motora visual: un área del cursor (III) amplía el espacio visual y motor para la selección del tipo seleccionar-clic (IV). . . . .	78
5.3. Diagrama de bloques del filtro de Kalman robusto, desarrollado por Raya et al., [11], para facilitar el control motor fino de personas con PC.	79

5.4.	Diagrama de bloques y ecuaciones del filtro de Kalman. Por simplificación el superíndice $-$ indica estimación a priori o predicción (equivalente al subíndice $k + 1, k$ ) y el superíndice $+$ indica estimación a posteriori o actualización (equivalente a $k + 1, k + 1$ ). . . . .	80
5.5.	Algunas capturas de pantalla de los recorridos del cursor con y sin filtrado del usuario CP1. En esta Figura la línea verde representa al cursor sin filtrado y la línea roja con filtrado. Los puntos verdes y rojos representan el final del recorrido y los círculos azules los objetivos. La unidades de medida de los ejes son píxeles. . . . .	81
5.6.	Representación gráfica del camino recorrido por el cursor para una condición entera. El cursor es comandado por CP1. En verde el cursor sin filtro implementado y en rojo con el filtro. Los punto representan el lugar donde el usuario realizó el clic y los círculos azules los objetivos. . . . .	82
5.7.	Los usuarios con PC con el perfil hipotónico tienen reducida la capacidad de mantener erguida la cabeza, como se puede ver en la figura. . . . .	88
5.8.	Diagrama de bloques del sistema propuesto: IRISLAZA. . . . .	89
6.1.	Representación gráfica de la relación entre los promedios. . . . .	96
6.2.	Representación gráfica de las métricas con y sin filtro implementado de la Tabla 6.3 (ordenada en píxeles). . . . .	98



# Índice de tablas

1.1. Clasificación de la PC según formas clínicas. . . . .	2
1.2. Clasificación de la PC según el grado de dependencia. . . . .	3
2.1. Relaciones entre las rotaciones y los ejes correspondientes . . . . .	20
2.2. El sistema IRISCOM permite que sus usuarios realicen varios tipos de tareas las que son agrupadas según sean orientadas a la comunicación, el control del entorno, entretenimiento, información o a la formación o trabajo [10] . . . . .	21
3.1. Resumen de datos de las pruebas. . . . .	26
3.2. Perfil de los participantes en las pruebas. DIL: Discapacidad Intelectual Ligera. DIGM: Discapacidad Intelectual de Grado Medio. HE: Hipertonía extensora. HF: Hipertonía Flexora. El tono muscular (del griego tonos = tensión) es la tensión ligera y constante que tiene el músculo sano. . . . .	27
3.3. Resumen de las características de las tareas que fueron realizadas por los participantes con y sin discapacidad . . . . .	30
3.4. Valores de Throughput de distintos dispositivos encontrados en la literatura [12]. Un <i>Throughput</i> alto implica un canal o interfaz con altas prestaciones para la comunicación entre el usuario y el ordenador . . .	34
3.5. Resumen de las métricas definidas con sus abreviaturas y unidades de medida. . . . .	42
4.1. Resumen de las medias y las desviaciones estándar de las métricas principales desarrolladas en la sección 4.1.1, 4.1.2 y 4.1.3 de ambos grupos: participantes con PC y sin discapacidad. . . . .	69
4.2. Resumen de las métricas definidas con sus abreviaturas y unidades de medida. . . . .	70

5.1. Métricas con y sin el filtro de Kalman (FK) implementado para el caso del usuario CP2, para dos pruebas realizadas. En el primer caso, DCO_MEAN mejora un 13 % y para el segundo caso DIS_H mejora un 12.9 %.	82
5.2. Métricas con y sin el filtro de Kalman (FK) implementado para el caso del usuario CP3, para una de las dos pruebas realizadas. En este caso, tanto DIS_H como DIS_V mejoran un 10.6 % y un 4.2 % respectivamente.	83
5.3. Métricas con y sin el filtro de Kalman (FK) implementado para el caso del usuario CP4. En este caso tenemos que todas las métricas han sufrido un descenso excepto la métrica DIS_H. DCO_MEAN ha mejorado un 34.7 %, DES un 47.6 % y DIS_V un 26.4 %.	83
5.4. Métricas provenientes de las pruebas realizadas con el participante CP5, con y sin el filtro de Kalman (FK) implementado. En este caso vemos mejoría en la métrica DCO_MEAN, aunque muy pequeña ( $< 1\%$ ).	83
5.5. Datos de las pruebas realizadas con el usuario CP6. En total se han realizado cinco pruebas, de las cuales tres arrojaron mejores resultados en algunas métricas. Para el primer caso DCO_MEAN ha mejorado un 8.1 %. Para el segundo caso DES ha mejorado un 1.5 %. Para el último caso también DES ha mejorado un 5.7 %.	84
5.6. Con el participante CP7 se han realizado tres pruebas en total. Todas ellas han mejorado en al menos una métrica. En la primera prueba vemos un descenso en todas las métricas (DCO_MEAN 9.6 %, DES 5.2 %, DIS_H 20.9 % y DIS_V 5.2 %). En el segundo caso, tres de las cuatro métricas han mejorado (DES $< 1\%$ , DIS_H 12.7 % y DIS_V 20.4 %). Para el último caso se observa una mejoría tanto con la métrica DIS_H (22.4 %) como con la métrica DIS_V ( $\approx 1\%$ ).	85
5.7. Resumen comparativo entre las ventajas y desventajas de las dos interfaces: IRISCOM y ENLAZA.	87
5.8. Los datos pueden fusionarse a distintos niveles: a nivel de los datos crudos, a nivel de características y a nivel de donde se toman las decisiones. Cada nivel tiene su implicación en cuanto a exactitud, ancho de banda (BW), etc.	87
5.9. Promedio de cada métrica de todos los usuario con PC. Se han realizado dos tablas porque se cree que CP1 es un caso especial.	91
6.1. Resumen de las métricas definidas con sus abreviaturas y unidades de medida.	94

6.2. Resumen de las medias y las desviaciones estándar de las métricas principales desarrolladas en la sección 4.1.1, 4.1.2 y 4.1.3 de ambos grupos: participantes con PC y sin discapacidad. . . . .	95
6.3. Promedio de cada métrica de todos los usuario con PC, sin los datos de CP1. . . . .	97
A.1. Parte del pseudocódigo del filtro de Kalman implementado. Podemos leer el bucle de filtrado. . . . .	103

# Nomenclaturas

BCI	Interfaz cerebro computador <i>Brain Computer Interfaces</i>
DCO	Distancia del clic al objetivo
DES	Desviación media
DIS	Dispersión
FEN_DIS	Densidad espectral relativa al ENLAZA
FEN_PICO	Frecuencia pico relativa al ENLAZA
FIRIS_D	Densidad espectral relativa al IRISCOM
FIRIS_P	Frecuencia pico relativa al IRISCOM
HCI	Interfaz persona-computador ( <i>Human-computer interface</i> )
IMU	Unidad de medida inercial ( <i>Inertial Measurement Unit</i> )
MEMS	Sistemas microelectromecánicos ( <i>Microelectromechanical System</i> )
OMS	Organización Mundial de la Salud
PC	Parálisis Cerebral
PCI	Parálisis Cerebral Infantil
ROM	Rango de movimiento
ROM_DIS	Relación ROM/DIS
TA	Tecnologías de acceso
TE	Tasa de error
TM	Tiempo de movimiento
TP	Throughput

# Capítulo 1

## Marco teórico y sistema propuesto

Las personas con discapacidades físicas sufren de una independencia limitada, debido en gran parte a la carencia de canales alternativos de interacción con el mundo circundante. Las tecnologías que traducen las intenciones del usuario con discapacidades físicas en interacciones funcionales, tales como la comunicación o el control del medio ambiente se refieren a menudo como tecnologías de acceso [13].

En este capítulo primero se expondrá la revisión de la literatura actual acerca de las tecnologías de acceso. Previamente a este estudio se tratarán definiciones y conceptos relativos a la discapacidad, la parálisis cerebral y las tecnologías de acceso. Finalmente se comentará la propuesta de trabajo y las conclusiones del capítulo.

### 1.1. La discapacidad

Según estudios del Instituto Nacional de Estadística (INE) de España hay 3.85 millones de personas que afirman tener discapacidad o limitación [14] (8.5 % de la población). Casi el 30 % de las personas mayores de 65 años tiene alguna discapacidad. La tasa de prevalencia es continua conforme avanza la edad hasta los 55 años, luego ese incremento se acelera.

Por otro lado, más de 65 % de personas con discapacidad reciben algún tipo de ayuda técnica, personal o ambas [14] y más del 60 % de ellas afirman que las ayudas recibidas cubren sus necesidades. Según el estudio mencionado, en España la tasa de actividad de la población con discapacidad (personas en edad de trabajar que están empleadas o a la búsqueda de empleo) es tan sólo del 35 %, frente al 59,8 % del conjunto de la población.

La rehabilitación influye en el desarrollo de la discapacidad por lo que es importante desarrollar herramientas de apoyo a las tareas de rehabilitación que acompañen a la persona con discapacidad procurando mejorar las condiciones de vida de ésta [15].

## 1. MARCO TEÓRICO Y SISTEMA PROPUESTO

---

Espásticos	75 %	Caracterizada por la hipertonía con incremento del tono muscular, movimientos muy rígidos. Utilizan el lenguaje con dificultades por lo que muchas veces resulta complicado que los demás los entiendan (disartria)
Atetoide	10 %	Dificultad en el control y la coordinación de los movimientos, no controlan la fuerza y la distancia. Dan movimientos espasmódicos
Atáxico	5 %	Se altera el equilibrio, la precisión, sobre todo la dirección de los movimientos, el cálculo de la distancia, los movimientos lentos y torpes, pero no bruscos
Mixto	10 %	Lo más frecuente es que las personas con parálisis cerebral presenten una combinación de algunos de los tres tipos anteriores, especialmente, de la espástica y la atetósica

**Tabla 1.1:** Clasificación de la PC según formas clínicas.

### 1.2. La parálisis cerebral

La comisión mundial de PC (Parálisis Cerebral), define la PCI (Parálisis Cerebral Infantil) como:

*“Un trastorno persistente, pero no invariable, de la postura y el movimiento, debido a una disfunción del encéfalo antes de que su crecimiento y desarrollo se completen”.*

En algunas personas, la PC es apenas apreciable y otras pueden estar muy afectadas. No hay dos personas afectadas de la misma manera [16].

#### 1.2.1. Características de la parálisis cerebral

En primer lugar, los trastornos son debidos a una lesión cerebral (encéfalo) que interfiere en el desarrollo normal del niño. Se produce en el primer año de vida, o incluso en el período de gestación, y puede ocurrir hasta los cinco años. Se distingue por el daño dominante de las funciones motrices, el cual afecta al tono, a la postura y al movimiento. Por último, hay un concepto generalizado de que la lesión no es evolutiva pero sus consecuencias pueden variar en el niño. Los trastornos motores afectan a la mayoría de los casos a los órganos bucofonadores y dificultan el desarrollo de la alimentación y el habla [16].

#### 1.2.2. Clasificación de la parálisis cerebral

Los criterios más generales se centran en las formas clínicas [16], resumidas en la Tabla 1.1. Otra clasificación, según el grado de dependencia (el grado de afectación está determinado por la extensión de la lesión cerebral [16], puede leerse en la Tabla 1.2

## 1. MARCO TEÓRICO Y SISTEMA PROPUESTO

---

Grave	Carece de autonomía para la realización de todas o casi todas las actividades de la vida diaria (vestirse, comer, asearse), por lo que precisa de la ayuda de otra persona para poder vivir. Necesitará una silla de ruedas o un equipo especial
Moderada	Necesita apoyo de una tercera persona para determinadas actividades y/o ayudas técnicas u ortopédicas como un bastón
Leve	Es totalmente independiente, aunque con limitaciones cuando realiza ciertas actividades

**Tabla 1.2:** Clasificación de la PC según el grado de dependencia.

### 1.3. Tecnología de acceso

El uso de las tecnologías como medio para incrementar, mantener o mejorar las capacidades funcionales de los individuos es una práctica común en el ámbito de la intervención con personas con discapacidad [17].

La utilización de los conceptos tecnología de acceso (TA), tecnología de apoyo, tecnología de la rehabilitación o tecnología de ayuda, proceden del equivalente anglosajón Assistive Technology.

En este sentido, Cook [18] define Assistive Technology a “cualquier artículo, equipo global o parcial, o cualquier sistema adquirido comercialmente o adaptado a una persona, que se usa para aumentar o mejorar capacidades funcionales de individuos con discapacidades, o modificar o instaurar conductas”.

#### 1.3.1. Oportunidades de las TA frente a la discapacidad

Encuentros académicos corroboran que cada vez son más las personas que encuentran en las tecnologías un punto de apoyo para su desarrollo. Cuando una ayuda técnica posibilita el acceso a la comunicación de un alumno no oral, las posibilidades de encontrar opciones integradoras, aumentan de forma considerable.

Sánchez [19] señala que las tecnologías en el ámbito de la atención a la diversidad pueden ser un instrumento: pedagógico y equiparador de oportunidades.

Además, los principios de Accesibilidad Universal y Diseño para todos están “calando” en todos los ámbitos (público y privado) como medio imprescindible para garantizar la igualdad de oportunidades en la Sociedad de la Información.

#### 1.3.2. Dispositivos apuntadores

Una de las áreas de aplicación de las tecnologías de acceso son los dispositivos apuntadores. Un dispositivo apuntador es una interfaz de entrada al ordenador que permite a un usuario introducir datos al mismo mediante gestos físicos (apuntar, clic o

## 1. MARCO TEÓRICO Y SISTEMA PROPUESTO

---



**Figura 1.1:** Una PDA Palm con una plantilla de EdgeWrite sobre el área de entrada de texto.

arrastre). Los movimientos del dispositivo apuntador se reflejan en la pantalla a través de los movimientos del puntero (o cursor) y otros cambios visuales. Si bien el dispositivo apuntador más común es el ratón, muchos otros se han desarrollado [20].

### 1.4. Trabajos relacionados a la Parálisis Cerebral

Se ha realizado una revisión de las tecnologías de apoyo para mejorar la comunicación de personas con PC que permiten aumentar la calidad de vida, las cuales son presentadas a continuación.

#### 1.4.1. EdgeWrite

EdgeWrite es un nuevo método de entrada de texto Unistrokes (detalles Unistrokes [21]) para dispositivos de mano diseñado para proporcionar una alta precisión y estabilidad de movimiento para personas con deficiencias motoras. También es eficaz para las personas sin discapacidad. Un usuario introduce texto en EdgeWrite atravesando los bordes y las diagonales de un agujero cuadrado impuesta sobre el área de entrada de texto normal. En la Figura 1.1 se puede ver la PDA Palm con una plantilla de EdgeWrite sobre el área de entrada de texto.

Un estudio con cuatro personas con impedimentos motores (sujetos con enfermedad de Parkinson y temblor intenso, parálisis cerebral espástica, distrofia muscular y parálisis cerebral) reveló que algunos de ellos eran incapaces de introducir texto a través de Graffiti pero todos ellos podían introducir texto mediante EdgeWrite. Los que pudieron hacer los dos métodos tienen una precisión considerablemente mejor con EdgeWrite [22].



## 1. MARCO TEÓRICO Y SISTEMA PROPUESTO

---

### 1.4.2. Camera Mouse

El “Camera Mouse” [23] es un sistema que ha sido desarrollado para proporcionar acceso al computador a personas con discapacidades severas. El sistema rastrea los movimientos del usuario con una cámara de vídeo y los traduce en movimientos del puntero en la pantalla. Pueden ser rastreadas características del cuerpo, tales como la punta de la nariz del usuario o el dedo. Un grupo de 20 personas sin discapacidad han probado el sistema y rápidamente han aprendido a utilizarlo para deletrear mensajes o jugar videojuegos. Doce personas con parálisis cerebral severa o lesión traumática del cerebro han probado el sistema, nueve de los cuales han tenido éxito. Ellos interactuaron con su entorno, deletreando mensajes y navegando por Internet. El software puede ser descargado de Internet gratis desde la página web oficial <sup>1</sup>.

### 1.4.3. Eviacam

Enable Viacam<sup>2</sup> (también conocido como eViacam) es un programa de ordenador que busca sustituir al ratón moviendo al puntero a través de los movimientos de la cabeza. Funciona en ordenadores comunes equipados con una cámara web. No es necesario hardware adicional. Es soportado tanto por las plataforma GNU/Linux como por Windows (2000, XP, Vista, 7). eViacam, la aplicación y el código fuente, se proporciona bajo licencia GNU / GPL.

En [24] Buira y otros presentan el proceso de una experiencia multidisciplinar de la aplicación de sistemas de interacción basados en Visión Artificial en usuarios afectados con PC. El estudio se ha llevado a cabo con los sistemas Eviacam y Webcolor en las instalaciones de la Asociación Provincial de Parálisis Cerebral en Tarragona. Los resultados obtenidos en general han sido positivos incluso superando, en determinadas ocasiones, las expectativas iniciales.

### 1.4.4. SINA

SINA se ha centrado en posibilitar el acceso al ordenador al colectivo de personas con una discapacidad motora grave y/o degenerativa (Parálisis Cerebral/Esclerosis Múltiple) y se basa en un diseño intuitivo que procura atender al máximo posible los criterios de normalización. La utilización es muy intuitiva y natural: se requiere sólo una cámara USB estándar y una aplicación multimodal que es capaz de detectar el movimiento de la cara de la persona e interpretar sus movimientos y que permite la utilización de la mayoría de aplicaciones instaladas en el ordenador [25].

El sistema SINA genera los movimientos del cursor en función de la posición de la cara y de la nariz (Figura 1.2). Para la generación de eventos se dispone de una

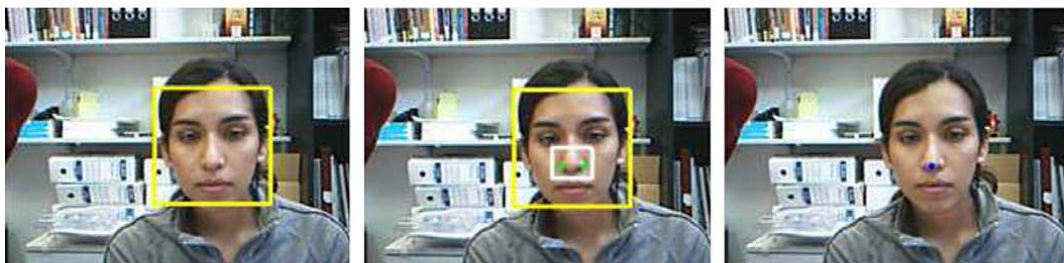
---

<sup>1</sup><http://www.cameramouse.org/index.html>

<sup>2</sup>[http://eviacam.sourceforge.net/index\\_es.php](http://eviacam.sourceforge.net/index_es.php)

## 1. MARCO TEÓRICO Y SISTEMA PROPUESTO

---



**Figura 1.2:** Módulo de inicialización: a) detección de rostro automático. b) Selección de las mejores características usando restricciones de simetría. c) La media de todas las funciones: punta de la nariz.

botonera gráfica que permite realizar acciones comunes del tipo: clic derecho, doble clic derecho, etc. A partir de la selección escogida en la botonera gráfica, se realizará este evento donde el usuario pose el cursor por un determinado tiempo [26].

### 1.4.5. Cámara y conmutador

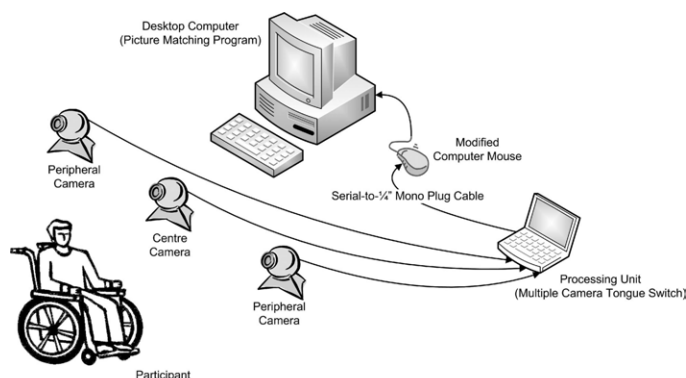
El estudio de Leung [27] propone una tecnología de acceso para niños con parálisis cerebral basada en una cámara de vídeo y un sistema de interrupción controlado con la lengua, el cual fue estudiado con un niño de 7 años de edad con parálisis espástica severa tetrapléjico cerebral (nivel de GMFCS 5). El sistema propuesto incluyó una cámara central y dos cámaras periféricas para ampliar la cobertura de la vista frontal del rostro de este usuario durante un período prolongado. Como resultados señalan que el sistema cámara-lengua ha logrado una sensibilidad del 82 % y una especificidad del 80 %. En tres de las sesiones experimentales, las cámaras periféricas se asociaron con la mayoría de las activaciones positivas verdaderas. Estas activaciones se habrían perdido si la configuración hubiese constado solo de una cámara central. En la Figura 1.3 se puede ver el esquema del sistema.

### 1.4.6. Teclado virtual

En [28] han diseñado un teclado virtual, operado mediante el seguimiento de los ojos, para ser utilizado por usuarios con problemas motores. Permite la interacción con interfaces gráficas de usuario estándar (GUI), y no está exclusivamente diseñado en torno a la introducción de texto. El teclado se adapta automáticamente al contexto de aplicación, por ejemplo, desplegando un conjunto específico de teclas en menús especiales. Presentan los resultados de ensayos de evaluación inicial y discuten las

## 1. MARCO TEÓRICO Y SISTEMA PROPUESTO

---



**Figura 1.3:** Aparato experimental, que consiste en un interruptor, cámaras múltiples, un ordenador de sobremesa, y un ratón de ordenador modificado que sirve como puente a los dos sistemas.

implicaciones de mejoras en el diseño.

### 1.4.7. Interfaz mecánica

Weightman [29] diseñan y evalúan dos dispositivos para la rehabilitación del miembro superior en niños con parálisis cerebral para el uso en sus hogares. Los dispositivos comprenden: un juego software de ordenador y una interfaz de fuerza, diseñados para estimular a los niños con parálisis cerebral para llevar a cabo ejercicios de brazos que son beneficiosos en términos de mejorar el uso funcional global del brazo dañado.

### 1.4.8. Interfaz sonora

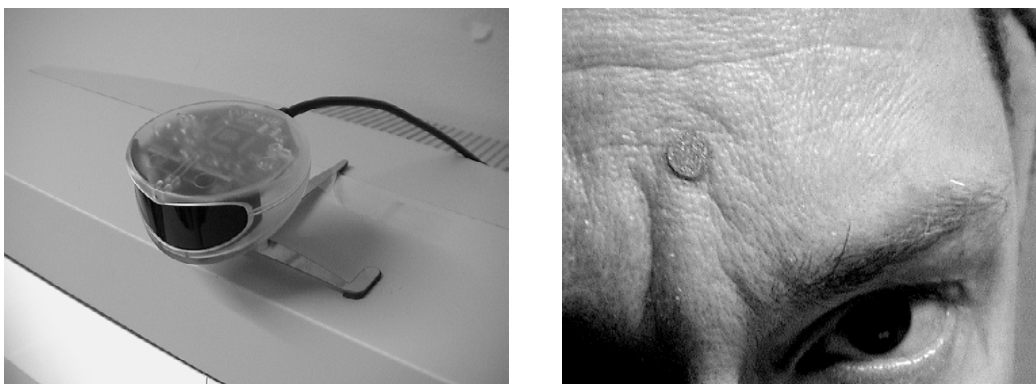
La base del trabajo de Saz [30] es utilizar las emisiones de voz de un usuario severamente impedido para sustituir el ratón y a las pulsaciones de teclas. Las tecnologías del habla necesarias para realizar estas tareas se basan en la estimación de energía robusta y en el cálculo de los formantes.

### 1.4.9. Interfaz cerebro computador - BCI

Perego [31] realiza pruebas en 15 sujetos con discapacidad (PC, Amyotrophic lateral sclerosis (ALS), entre otros) y 20 sujetos sanos buscando validar un nuevo método de administración BCI llamado SSVEP. Su estudio demostró que el protocolo que proponen, ya validado en sujetos sanos, se puede utilizar también en personas con discapacidades para la administración de pruebas cognitivas.

## 1. MARCO TEÓRICO Y SISTEMA PROPUESTO

---



**Figura 1.4:** El sistema seguidor de cabeza SmartNav (izquierda). La cámara sigue al punto reflectante de luz infrarroja puesto en la frente del usuario (derecha) [7].

### 1.4.10. Smart-Nav<sup>TM</sup>

Smart-Nav<sup>1</sup> es un ratón capaz de utilizar la cabeza como control. Para estimar la posición de la cabeza, utiliza cuatro LEDs infrarrojos situados detrás de una lente frontal opaca para iluminar un material reflectante, tal como un punto adhesivo, situado en la frente del usuario. Una cámara recoge esta reflexión y transmite los datos de imagen a un sistema que procesa esta información y estima la orientación de la cabeza del usuario. Tanto los LEDs infrarrojos como la cámara y el sistema de procesamiento se encuentra integrados en una unidad. El punto reflectante puede ser colocado en cualquier punto que el usuario desee utilizar como control del cursor (manos, lentes). El sistema es utilizado por personas sin discapacidad y por personas con diversas limitaciones motoras. Hansen presenta un estudio comparativo de escritura con sistemas basados en seguimiento de iris y seguimiento de la cabeza (utilizando SmartNav) [7].

### 1.4.11. ENLAZA

Raya comenta en [5] que las personas con múltiples discapacidades físicas y cognitivas tienen dificultades para utilizar correctamente los dispositivos señaladores convencionales, lo que reduce sus posibilidades de comunicación y de mejorar sus habilidades físicas y cognitivas a través de computadoras. En base a esto proponen un ratón controlado mediante la cabeza sobre la base de un sensor triaxial inercial centrado especialmente para niños con parálisis cerebral (PC).

El sistema consta de un rastreador de cabeza en tiempo real que traduce la orientación de la cabeza en las posiciones del puntero y mide parámetros cinemáticos a través del sensor inercial 3D. El algoritmo para calcular la orientación angular de la cabeza se presenta y valida con una precisión de aproximadamente 1°. Los resultados experi-

---

<sup>1</sup><http://www.naturalpoint.com/smarnav/>

## 1. MARCO TEÓRICO Y SISTEMA PROPUESTO

---



**Figura 1.5:** Los ensayos con la interfaz de inercia (izquierda). La interfaz de inercia (derecha). La comunicación entre la interfaz y el ordenador puede ser USB o Bluetooth.

mentales con cinco usuarios sanos demostraron que la interfaz inercial tiene éxito, de acuerdo con la norma ISO 9241-9. Los resultados experimentales con dos niños con parálisis cerebral (casos de atetoides y distonías) demostraron que los sujetos son capaces de colocar el puntero alrededor de la meta, pero tienen dificultades para el control motor fino.

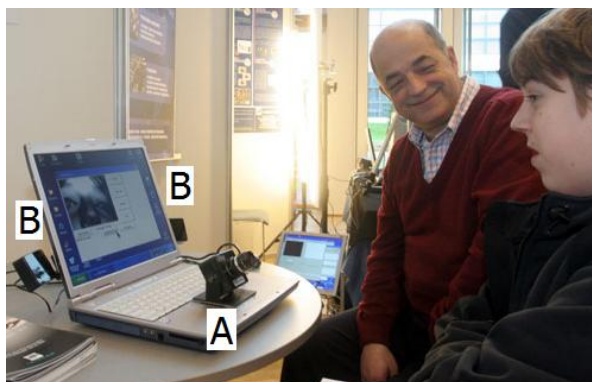
El sensor inercial ofrece interesantes parámetros cinemáticos del movimiento patológico. Estos parámetros pueden ser obtenidos directamente por las señales inerciales y son muy útiles para diseñar técnicas de filtrado para extraer las intenciones voluntarias. Una técnica de filtrado de patrones de movimientos involuntarios basada en el filtro de Kalman robusto es presentada en [11]. A la izquierda de la Figura 1.5 puede observarse a un usuario con el sistema ENLAZA durante una prueba, a la derecha el sistema ENLAZA con los sensores inerciales y el sistema de sujeción a la cabeza.

### 1.4.12. IRISCOM

Palomo y otros [32] han desarrollado IRISCOM el cual es un dispositivo, diseñado para personas con alta limitación en su funcionalidad motriz, que permite el control de un ordenador PC mediante el movimiento de los ojos. Se trata de un dispositivo que reemplaza al ratón manual, posibilitando que las personas que no pueden manejar el ratón con las manos, consigan prácticamente los mismos resultados mirando simplemente al lugar deseado. En la Figura 1.6 se puede ver el sistema de control del cursor del ordenador por medio de la mirada durante una demostración con un niño.

## 1. MARCO TEÓRICO Y SISTEMA PROPUESTO

---



**Figura 1.6:** Sistema de captura del movimiento de los ojos siendo utilizado por un niño durante una demostración. El sistema está compuesto de una cámara (A) y dos fuentes de luz infrarroja dirigidas al rostro del usuario (B).

### 1.5. Discusión y propuesta de trabajo

La discapacidad implica mecanismos de interacción persona-computador diferentes a los habitualmente utilizados por la mayoría de las personas. En particular, la PC genera limitaciones motoras que afectan al control de las interfaces persona-computador tradicionales, reduciendo o limitando las oportunidades de interacción y desenvolvimiento.

Existen diversas soluciones de acceso al computador para personas con discapacidad. Se ha realizado una revisión de la literatura de los trabajos y pruebas referentes a interfaces persona-computador diseñados especialmente para personas con discapacidades motoras, particularmente para personas con PC.

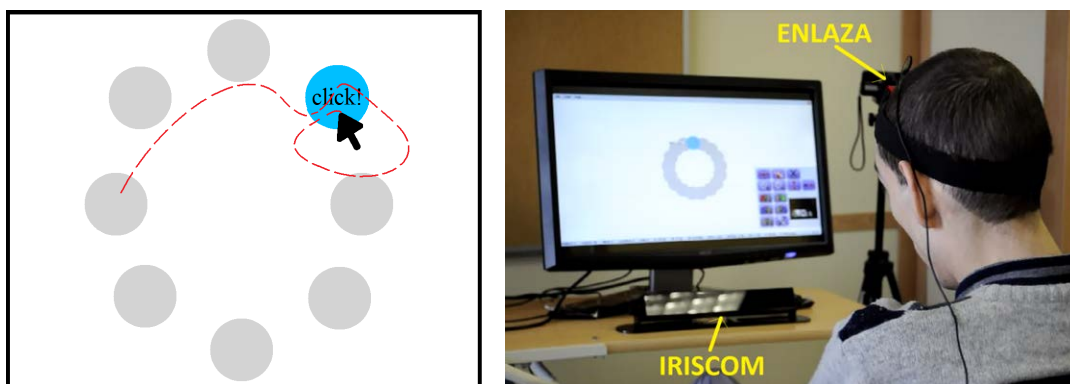
Se han encontrado propuestas variadas que pueden ser agrupadas según estén basadas en: señales fisiológicas/mecánicas, seguimiento de marcas o partes del cuerpo, comandos de voz, adaptaciones de las interfaces comúnmente utilizadas (teclado, ratón, pantalla táctil). Sin embargo, la accesibilidad de estas soluciones queda comprometida cuando el usuario sufre una discapacidad motora severa, como es el caso de las personas con PC. De hecho, no existen estudios que demuestren que una interfaz sirva para un número elevado de usuarios con discapacidad motora severa.

Este trabajo plantea la hipótesis de que la integración de interfaces que empleen diversas tecnologías pueden facilitar el acceso al computador a personas con limitaciones neuromotoras graves. Con base en esta hipótesis, se estudiarán de forma práctica, con personas con PC, las características de estos usuarios (expresadas a través de métricas en distintos dominios) y se buscará identificar las limitaciones técnicas de dos interfaces existentes para finalizar con una propuesta conceptual para la reducción de tales limitaciones, con el fin de mejorar la accesibilidad del computador para el colectivo citado. Las dos interfaces estudiadas serán el sistema ENLAZA, presentado en la



## 1. MARCO TEÓRICO Y SISTEMA PROPUESTO

---



**Figura 1.7:** Tarea que será desplegada en el monitor en pantalla completa y que el usuario deberá realizar (izquierda). Momento durante las pruebas con un participante con PC (derecha).

sección 1.4.11 y el sistema IRISCOM presentado en la sección 1.4.12.

El usuario se ubicará sentado frente a un monitor donde será desplegada una tarea que el usuario deberá realizar. La captura de un momento de la prueba se puede apreciar en la derecha de la Figura 1.7. Antes del inicio de la tarea se vestirá al usuario con el sistema ENLAZA. Además se realizarán las calibraciones de ambos sistemas.

En el ordenador serán ejecutadas una serie de tareas simples (en función de la destreza del usuario) que nos permitirán parametrizar las pruebas y la destreza del usuario según ciertas métricas en distintos dominios. Una captura de la tarea que tendrá que realizar el participante se puede apreciar a la izquierda de la Figura 1.7. Podemos ver los sistemas IRISCOM y ENLAZA y la aplicación ejecuta por el ordenador desplegada en el monitor. Durante las tareas serán almacenadas las coordenadas del cursor y la orientación de la cabeza, además de una marca de tiempo para cada muestra. El análisis de los datos de las tareas será realizado luego de las pruebas, off-line.

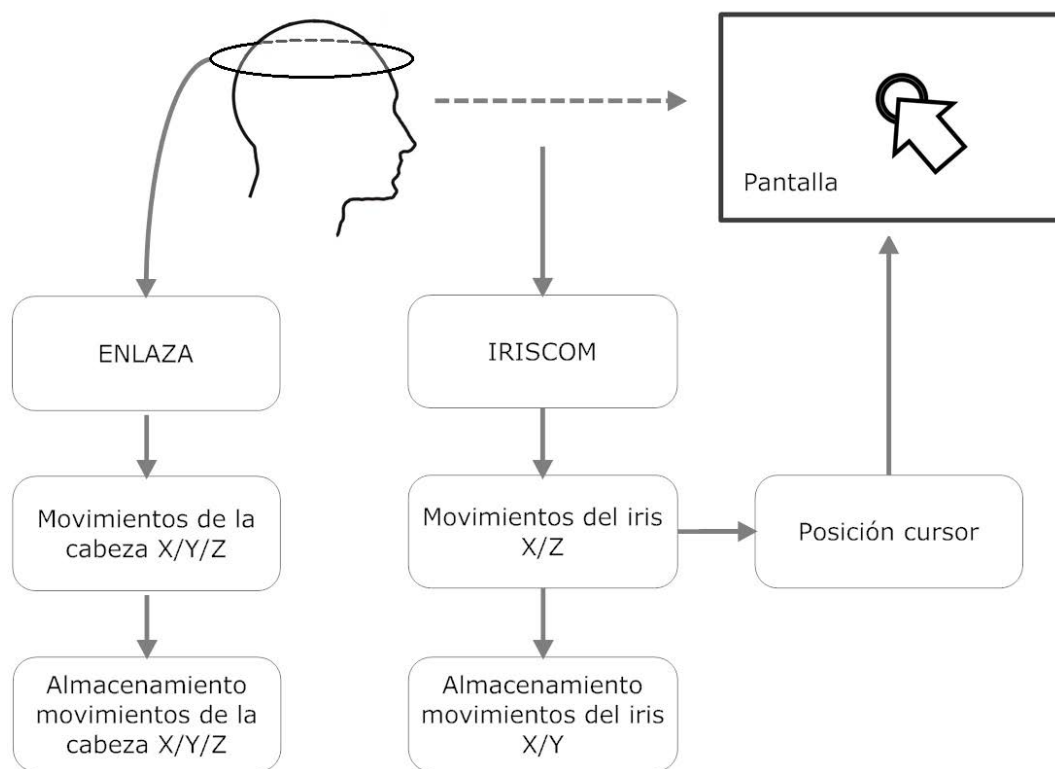
La arquitectura del sistema se muestra en la Figura 1.8. El sistema ENLAZA y el sistema IRISCOM capturarán tanto el movimiento de la cabeza como los del iris, respectivamente. La interfaz ENLAZA es representada en la Figura mediante la corona en la cabeza y el sistema IRISCOM, que captura la posición del iris, mediante la flecha continua. Durante las pruebas el sistema IRISCOM será el dispositivo del control del cursor del ordenador. El sistema ENLAZA será utilizado como dispositivo de captura de los movimiento de la cabeza permitiendo cuantificar al usuario mediante parámetros cinemáticos y en el dominio de la frecuencia.

### 1.6. Conclusiones del capítulo

En este primer capítulo se han presentado definiciones, conceptos y clasificaciones de la discapacidad, la parálisis cerebral. Se ha visto que la PC es una condición per-

## 1. MARCO TEÓRICO Y SISTEMA PROPUESTO

---



**Figura 1.8:** Diagrama de bloques del sistema propuesto.



## 1. MARCO TEÓRICO Y SISTEMA PROPUESTO

---

manente caracterizada por un deterioro motor grave, que limita las actividades físicas y sociales. La PC afecta a alrededor de 125000 personas en Europa, con 1500 casos nuevos cada año. Se estima un costo de vida por persona con PC de alrededor de un millón de Euros. 78 % de los niños con PC tienen una inteligencia normal, de los cuales el 96 % de esta proporción ha sido clasificado como “educacionalmente anormal” [33]. El deterioro de la comunicación y las habilidades de interacción dificultan sus procesos de aprendizaje. Trabajos de desarrollo que permitan generar canales efectivos de comunicación repercutirá en la calidad de vida de este grupo de personas.

Se ha revisado la literatura buscando las tecnologías de acceso que se están desarrollando haciendo especial énfasis en aquellas específicamente diseñadas para personas con PC. Se han encontrado diversos trabajos, basados en visión, voz, BCI, sensores inerciales, etc. Se ha descubierto que no existen estudios que demuestren que una interfaz sirva para un número elevado de usuarios con discapacidad motora severa.

Basados en esta problemática, se ha presentado la propuesta de trabajo y su arquitectura que será desarrollada y documentada a lo largo de la memoria. La propuesta de trabajo busca identificar: las características de los usuarios con PC mientras estos realizan tareas en el ordenador con las interfaces IRISCOM y ENLAZA y las limitaciones técnicas de estas interfaces. Con las limitaciones identificadas de ambas interfaces se realizará una propuesta teórica de mejora, tratando de paliar las restricciones con el fin de mejorar la accesibilidad de los canales de comunicación entre las personas y el ordenador.

## Capítulo 2

# Interfaces ENLAZA e IRISCOM

En este capítulo se profundizarán los detalles de las dos plataformas, IRISCOM y ENLAZA, que se utilizarán en el estudio experimental de la interacción persona computador con usuarios con PC y con personas sin discapacidad. Inicialmente se presentarán los detalles de las tecnologías, tanto del sistema ENLAZA (tecnología inercial) como del sistema IRISCOM (tecnología por visión infrarroja) para luego entrar en los detalles de ambas plataformas. Finalmente se discutirá las expectativas de mejora de la usabilidad mediante la fusión de ambas interfaces, el sistema ENLAZA y el sistema IRISCOM.

### 2.1. Detalles de la tecnología

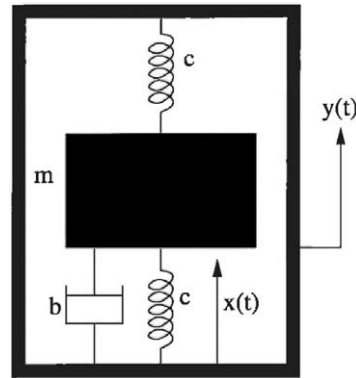
Ambas interfaces basan su funcionamiento en tecnologías que serán presentadas a continuación. Primeramente se presentará la tecnología inercial y luego la tecnología por visión infrarroja base de los sistemas ENLAZA e IRISCOM respectivamente. Ambas interfaces tienen un gran potencial como instrumentos de comunicación, ya que se adaptan de forma flexible a las necesidades del usuario, permitiendo el control del computador con los ojos y la cabeza, en la mayoría de los casos, órganos donde existen mayor capacidad residual de control.

#### 2.1.1. Tecnología inercial

La aceleración puede ser medida mediante un dispositivo conocido como acelerómetro (sección 4 de [34]). Un acelerómetro uniaxial consiste en una masa suspendida por un muelle en un receptáculo. La masa puede moverse en una dirección que es la dirección de medida del acelerómetro. El desplazamiento de esta masa es una medida de la diferencia de aceleración y gravedad sobre la dirección de medida, [35]. Los acelerómetros son comúnmente montados sobre tres ejes perpendiculares entre sí para

## 2. INTERFACES ENLAZA E IRISCOM

---



**Figura 2.1:** Modelo físico básico de un acelerómetro lineal o uniaxial [8].

ofrecer información en el espacio tridimensional. En la Figura 2.1 puede observarse el modelo físico de los acelerómetros uniaxiales. Una masa  $m$  es soportada por elemento elástico de rigidez  $c$ , la cual puede ser un muelle pretensado. Un amortiguador viscoso  $b$ , provee el amortiguamiento proporcional a la velocidad relativa de la masa respecto al soporte.

El movimiento de rotación del cuerpo con respecto al sistema de referencia inercial (velocidad angular) puede ser medido con un dispositivo llamado giróscopo (sección 3 de [34]). La construcción del giróscopo puede estar basada en diferentes diseños. Los giróscopos MEMS (Microelectromechanical System) emplean el principio de la aceleración de Coriolis basado en la vibración de una masa para la detección de una rotación angular inercial. Si el receptáculo rota con una velocidad angular perpendicular al plano, la masa experimentará una fuerza de Coriolis en la dirección perpendicular a la velocidad angular. Por tanto, el desplazamiento causado por la fuerza de Coriolis es proporcional a la velocidad angular.

Adicionalmente a acelerómetro y giróscopo, los sensores inerciales (Inertial Measurement Unit o IMU) actuales pueden incorporar un magnetómetro. El magnetómetro es sensible al campo magnético, tal y como una brújula. Este sensor suele emplearse para reducir los errores de medida de acelerómetro y giróscopo y aumentar así la precisión de la estimación de la orientación.

Además los IMU incorporan algoritmos de procesamiento que realizan una fusión sensorial empleando información redundante para aportar mayor robustez a la estimación.

Las interfaces basadas en tecnología tipo inercial permiten extraer patrones cinemáticos del movimiento sin necesidad de algoritmos complejos de reconstrucción del movimiento. No es el caso por ejemplo de las interfaces basadas en visión por computador, donde la obtención de patrones cinemáticos requiere el procesamiento de imágenes y el modelado tridimensional, [36], [37], [38]. Por otro lado, aunque en las interfaces basadas en visión por computador el usuario no tiene que vestir ningún dispositivo

## 2. INTERFACES ENLAZA E IRISCOM

---

adicional, debe encontrarse en todo momento en el rango de medida del sistema sensorial, lo que frecuentemente no resulta fácil para usuarios con limitaciones motoras y posturales. Adicionalmente, estas interfaces son menos robustas a las condiciones de iluminación con lo que las hace más dependientes de una precisa calibración inicial.

La selección de la tecnología inercial para el proyecto radica en su capacidad para el análisis cinemático y, por tanto, para identificar y caracterizar los patrones de postura y movimiento alterados sin algoritmos de procesamiento complejos con el objetivo final de mejorar el control y la accesibilidad al ordenador.

### 2.1.2. Tecnología de seguimiento ocular

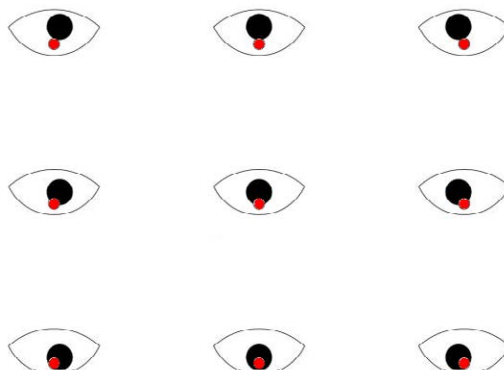
En pacientes cuya discapacidad motora ha alcanzado un grado elevado, la mirada puede llegar a ser el único modo de comunicación. Con tecnología adecuada se pueden interpretar los movimientos oculares e identificar el punto donde se coloca la dirección de la mirada con el fin de aumentar sus posibilidades de comunicación con el entorno [39], ya que la dirección de la mirada indica la zona donde el usuario enfoca su atención [40]. Las técnicas de medición de los movimientos oculares pueden ser agrupadas en dos tipos: los que miden la posición del ojo con relación a la cabeza, y los que miden la orientación de la vista en el espacio, o el punto de mirada [41].

El sistema más común que utiliza la segunda técnica es el rastreador de los movimientos oculares basado en el procesamiento de imágenes de la córnea (*video-based corneal reflection eye-tracker*, en nomenclatura anglosajona). La principal ventaja de este método es su no invasividad y el hecho de que los usuarios no deben vestir nada. Los dispositivos de medición que dependen de contacto físico con el globo ocular generalmente proporcionan mediciones muy sensibles. El inconveniente de estos dispositivos es la invasividad necesaria para su uso. Los medidores llamados no invasivos (o remotos) normalmente se basan en la medición de características visibles del ojo, por ejemplo, la pupila, el límite iris-esclerótica, o el reflejo de luz de la córnea de una fuente cercana de iluminación dirigida. Estas técnicas implican a menudo, ya sea manual o automáticamente, el análisis de las grabaciones de vídeo de los movimientos de los ojos, ya sea off-line o en tiempo real. La disponibilidad de hardware rápido para el procesamiento de imágenes ha facilitado el desarrollo de sistemas de procesamiento de vídeo basados en el punto de mirada [42].

La superficie frontal de la córnea, aunque no es una superficie óptica perfecta, se aproxima a una sección esférica. Como en un espejo convexo, el reflejo de un objeto brillante forma una imagen virtual detrás de la superficie la cual puede ser reflejada y fotografiada o grabada. La posición del reflejo de la córnea, normalmente visto como un punto brillante en el ojo, es función de la orientación del ojo. La rotación del ojo sobre su centro produce una traslación relativa, como también una rotación de la córnea, lo que forma la base de la tecnología de seguimiento de iris [41].

## 2. INTERFACES ENLAZA E IRISCOM

---



**Figura 2.2:** Posiciones relativas de la pupila y del primer reflejo de Purkinje según como sería visto por la cámara de seguimiento de iris [9].

Debido a la naturaleza del ojo humano, tres reflejos (o imágenes de Purkinje [9]) se forman en este

Dos puntos de referencia del iris son necesarios para separar el movimiento del ojo del movimiento de la cabeza. La diferencia de ubicaciones del centro de la pupila el reflejo de la cornea cambia con la rotación del ojo, pero se mantiene relativamente estable con movimientos leves de la cabeza. Posiciones relativas aproximadas de la pupila y del primer reflejo son gráficamente mostradas en la Figura 2.2, según el ojo izquierdo se posicione para mirar en nueve posiciones fijas de calibración. Los reflejos de Purkinje son representados como pequeños puntos blancos circulares cercanos a la pupila, representada como un círculo negro. Debido a que la fuente de luz infrarroja es usualmente posicionada en un lugar fijo respecto al ojo, el reflejo de Purkinje es relativamente estable, mientras que el globo ocular y por lo tanto la pupila, rotan en su órbita.

## 2.2. Detalles de las plataformas

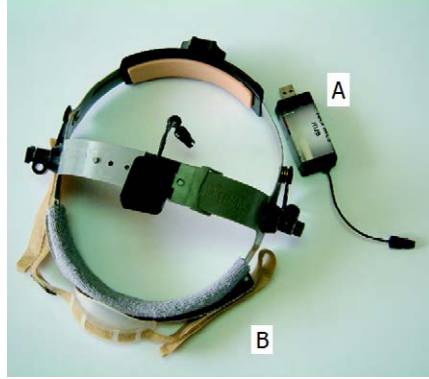
A continuación se presentarán los detalles de las plataformas ENLAZA e IRISCOM vista como sistemas. Estos detalles buscan que el lector se familiarice con los instrumentos que serán utilizados luego para la experiencia con personas con PC.

### 2.2.1. ENLAZA

La interfaz inercial como comunicador alternativo trata de incidir en el ámbito de la compensación funcional. Esta interfaz se centra en potenciar las capacidades de control del usuario con la creación de un producto de apoyo personal que interprete los movimientos del usuario y los convierta en comandos de control. Concretamente,

## 2. INTERFACES ENLAZA E IRISCOM

---



**Figura 2.3:** El comunicador inercial ENLAZA consiste en una IMU (A) y un soporte comercial (B) que permite una fijación mecánica a la cabeza.

ENLAZA es un comunicador inercial particularizando al análisis del movimiento de la cabeza para el control del computador.

Aunque todas las áreas de la función motora están limitadas, las extremidades suelen estar más afectadas que el movimiento de la cabeza en niños con PC, [43]. Además, es supuesto que aquellos usuarios que tengan control motor adecuado en sus extremidades superiores, podrán controlar otros dispositivos como el ratón convencional o joystick. Por tanto, la interfaz inercial ENLAZA es un dispositivo diseñado para ser controlado por los movimientos residuales de la cabeza. El comunicador inercial ENLAZA consiste en una IMU y un soporte comercial que permite una fijación mecánica a la cabeza y una aplicación software ejecutada en un ordenador común, que captura los datos provenientes de la IMU. Este software es el encargado de crear archivos tipo texto, los cuales luego son recopilados y procesados.

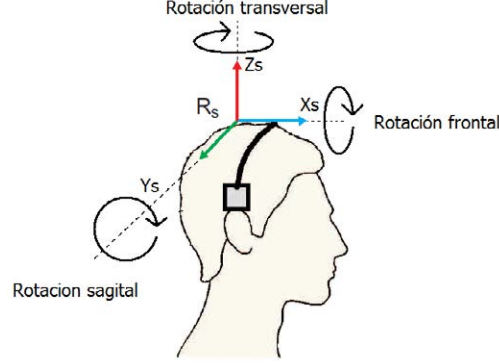
La IMU se conecta al ordenador a través de un puerto USB. En la Figura 2.3 se muestra el hardware del sistema ENLAZA. Entre las opciones de configuración, la aplicación permite que los datos sean filtrados (desactivado), almacenar los datos en archivos de texto (activado) y realizar la calibración manualmente (desactivado).

Para el cálculo de la orientación angular de la IMU se utiliza un algoritmo de Kalman basado en el algoritmo de Roetenberg [44], que permite la fusión sensorial del acelerómetro, giróscopo y magnetómetro.

Las rotaciones transversales se corresponden con las realizadas alrededor del eje  $\vec{Z}_S$  de la Figura 2.4, las sagitales con las realizadas alrededor del eje  $\vec{Y}_S$  de la Figura 2.4 y las frontales alrededor del eje  $\vec{X}_S$  de la Figura 2.4). En la Tabla 2.1 se resumen las relaciones entre las rotaciones y los ejes correspondientes.

La IMU enviará a la aplicación en el ordenador, según la frecuencia de medición configurada, una medida de su orientación. Llamaremos  $R_S$  a la matriz de coordenadas del sensor en cada tiempo de muestreo,  $R_G$  a la matriz de coordenadas de la posición de calibración, es decir, el sistema de referencia y  $R_{GS}$  a la matriz de orientación

## 2. INTERFACES ENLAZA E IRISCOM



**Figura 2.4:** Funcionamiento de la interfaz inercial. El sistema de coordenadas del sensor  $R_S = [\vec{X}_S, \vec{Y}_S, \vec{Z}_S]$  se referencia respecto al sistema global  $R_G = [\vec{X}_G, \vec{Y}_G, \vec{Z}_G]$  para calcular los ángulos de rotación en cada instante.

referida a la matriz de referencia o calibración. Las rotaciones de la cabeza respecto al sistema de referencia ( $R_{GS}$ ) pueden ser calculadas empleando una transformación de coordenadas y calculando los ángulos de Euler según la Ecuación 2.1, siendo  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\gamma$  los ángulos de rotación frontal, sagital y transversal respectivamente (más detalles de los ángulos de Euler ver [45]).

$$\begin{aligned}
 R_{GS} &= R_s \cdot (R_G)^{-1} \\
 \alpha &= \arctan(-R_{GS}(2, 3)/R_{GS}(3, 3)) \rightarrow \textit{Frontal} \\
 \beta &= \arcsin(R_{GS}(1, 3)) \rightarrow \textit{Sagital} \\
 \gamma &= \arctan(-R_{GS}(1, 2)/R_{GS}(1, 1)) \rightarrow \textit{Transversal}
 \end{aligned} \tag{2.1}$$

La matriz  $R_S$  (la matriz de coordenadas del sensor enviada en cada tiempo de muestreo) es del tipo señalado en la Ecuación 2.2, donde la columna 1 de  $R_S$  corresponde a las coordenadas del vector  $\vec{X}_S$ , la columna 2 de  $R_S$  corresponde a las coordenadas del vector  $\vec{Y}_S$  y la columna 3 de  $R_S$  corresponde a las coordenadas del vector  $\vec{Z}_S$ .

$$R_S = \begin{bmatrix} X_0 & X_1 & X_2 \\ Y_0 & Y_1 & Y_2 \\ Z_0 & Z_1 & Z_2 \end{bmatrix} \tag{2.2}$$

Es importante aclarar que el Enlaza será utilizado para medir la orientación angular de la cabeza, no para mover el cursor.

Se modificará parte del software del ENLAZA para que no actúe como dispositivo de control. El ENLAZA generará registros (archivos) con los datos cinemáticos relativos a la posición de la cabeza mientras las tareas son realizadas. Estos registros serán recopilados y procesados luego de que todas las tareas sean realizadas por los participantes.

## 2. INTERFACES ENLAZA E IRISCOM

---

Rotaciones	Alrededor del eje
Transversal	$\vec{Z}_S$
Sagital	$\vec{Y}_S$
Frontal	$\vec{X}_S$

**Tabla 2.1:** Relaciones entre las rotaciones y los ejes correspondientes

### 2.2.2. IRISCOM

IRISCOM es un dispositivo, diseñado para personas con alta limitación en su funcionalidad motriz, que permite el control de un ordenador PC mediante el movimiento de los ojos. Se trata de un dispositivo que reemplaza al ratón manual, posibilitando que las personas que no pueden manejar el ratón con las manos, consigan prácticamente los mismos resultados mirando simplemente al lugar deseado [32].

El sistema IRISCOM se ha diseñado para personas que, por discapacidad u otro motivo, no pueden utilizar el teclado y el ratón del ordenador. Por medio del movimiento del ojo pueden colocar el puntero del ratón en cualquier lugar de la pantalla y, con la ayuda de los programas incluidos en el sistema, manejar el ordenador sin ninguna restricción. Pueden ejecutarse todos los programas de la plataforma Windows, lo cual ofrece entre otras las posibilidades señaladas en la Tabla 2.2

El dispositivo requiere restringir el movimiento de la cabeza, lo cual con el tiempo puede causar molestias en el cuello a personas sin discapacidades [10]. Por otro lado, la experiencia señala que personas con problemas de control postural como son las personas con PC son capaces en cierta medida de utilizar el sistema IRISCOM.

IRISCOM se conforma por 2 fuentes de luz infrarroja que se encuentran montadas a ambos lados de la pantalla que se utilizan para iluminar el ojo y proveer de puntos de referencia al sistema de seguimiento. La luz infrarroja es producida por LEDs (diodos emisores de luz) con una longitud de onda de 800nm. Este tipo de luz infrarroja se encuentra de forma natural en la luz del sol y en las lámparas incandescentes. La potencia combinada de estos dos emisores se encuentra perfectamente dentro de las guías de seguridad recogidas en el libro “1996 TLVs and BEIs” de la ACGIH (Conferencia Americana de Higienistas Industriales Gubernamentales) [10]. Aparte de la fuente de luz infrarroja, una cámara infrarroja capta el reflejo de luz del rostro del usuario. La cámara sensible a los rayos de luz infrarrojos ofrece una imagen dentro de una banda fija similar a la que se puede ver en el Figura 2.5. En la Figura 2.6 puede apreciarse un esquema del camino recorrido por la luz infrarroja, desde su emisión desde la fuente de luz, hasta su recepción por parte de la cámara, reflejándose antes por la córnea del usuario.

La calibración es un factor indispensable para el correcto funcionamiento del sistema. El sistema IRISCOM permite una calibración con una calificación asociada que permite cuantificar la calidad de la calibración. Una vez que el usuario realizó la co-

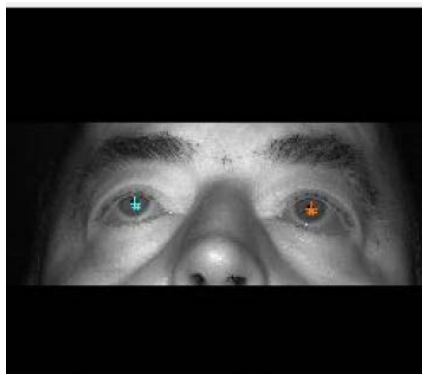


## 2. INTERFACES ENLAZA E IRISCOM

---

Tareas posibles a través del sistema IRISCOM	
<b>Comunicación</b>	Escribir, hablar a través de un sintetizador de voz Participar en chats y foros de Internet Utilizar el correo electrónico
<b>Control de entorno (domótica)</b>	Encender y apagar la TV, cambiar de canal, volumen, etc. Encender, apagar y regular las luces. Controlar otros electrodomésticos (vídeo, hi-fi, calefacción, etc.)
<b>Entretenimiento</b>	Juegos, participación en juegos en la red Ver películas (DVD o de Internet) Leer en formato electrónico (existen miles de libros en este formato) Oír música en formato digital Compartir aficiones por Internet
<b>Información</b>	Leer la prensa digital Ver la TV y oír la radio en el ordenador Obtener información de Internet sobre cualquier tema de interés
<b>Formación y Trabajo</b>	Posibilidad de seguir estudios a distancia de cualquier tipo (universidad, idiomas, etc.). Posibilidad de desarrollar determinados tipos de trabajos

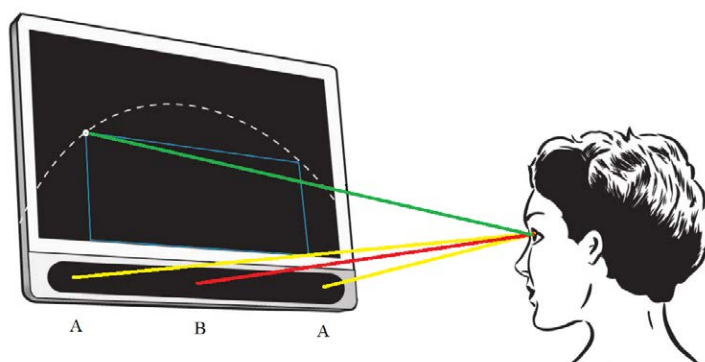
**Tabla 2.2:** El sistema IRISCOM permite que sus usuarios realicen varios tipos de tareas las que son agrupadas según sean orientadas a la comunicación, el control del entorno, entretenimiento, información o a la formación o trabajo [10]



**Figura 2.5:** Imagen captada por la cámara sensible a luz infrarroja del sistema IRISCOM, donde el sistema de procesamiento de imagen reconoce y ubica los ojos (cruces) [10].

## 2. INTERFACES ENLAZA E IRISCOM

---



**Figura 2.6:** Sistema de seguimiento de la mirada. Dos emisores de luz infrarroja (punto A, líneas amarilla) permiten a una cámara de luz infrarroja (Punto B, línea roja) captar la luz que refleja del iris del usuario.

recta calibración del sistema, no es necesario volver a repetir la calibración si se deja el ordenador y es posible volver a utilizar el sistema tantas veces como se desee sin necesidad de recalibrar. Para este caso, es importante volver a la situación de calibración. Puede ser necesario hacer pequeños ajustes cada vez que se vuelva al sistema tales como ajustar el foco de la cámara, el ángulo de la cámara, el ángulo de las luces infrarrojas o girar el monitor. Todo estos cambios pueden ser realizados sin necesidad de recalibrar el sistema [10].

Inicialmente es necesario concentrarse para utilizar el sistema, pero la práctica permite que su uso se vuelva ágil. Programas recomendados para realizar la práctica son juegos sencillos tales como solitario o la calculadora, ambos incluidos en Windows [10]. Los creadores señalan problemas comunes en el uso del sistema tales como intentar empujar el cursor con los ojos y recomiendan centrar la vista en el punto en el que se desea que el cursor se sitúe. Estas recomendaciones fueron dadas a los usuarios que realizaron las pruebas de manera que la curva de aprendizaje sea suave.

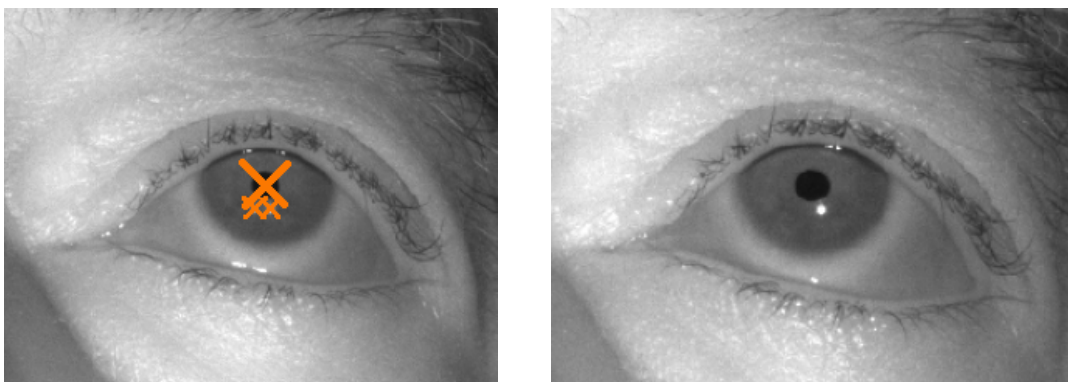
Para calibrar el sistema (ajustarlo a los ojos del usuario) hay que realizar unos sencillos pasos entre los cuales se encuentran: ajustar el hardware y realizar el proceso de calibración. Para el proceso de calibración se requiere hacer unas pruebas en donde la pantalla desplegará unas dianas como la Figura 2.8.a). La calibración exige que el usuario mire al centro de las dianas que van apareciendo. El centro se volverá verde, y luego se moverá a la siguiente posición. Una vez calibradas todas la dianas, aparece la ventana de Resultado Calibración (Figura 2.8.b)

El sistema IRISCOM permite la configuración de varios parámetros, tanto parámetros básicos como parámetros avanzados. Los parámetros básicos son: Calibración, Opciones de Clic, Herramientas, Usuarios y los parámetros avanzados son: Cámara, Procesamiento.

El sistema IRISCOM es un producto que se comercializa por la empresa IRIS-

## 2. INTERFACES ENLAZA E IRISCOM

---



**Figura 2.7:** (Fijándose en los ojos puede determinarse si se ha ajustado bien el hardware. Una imagen con el hardware bien ajustado mostrará 3 cruces de color en cada ojo, una grande en la pupila y dos más pequeñas en los puntos blancos creados por las luces (imagen de la izquierda).

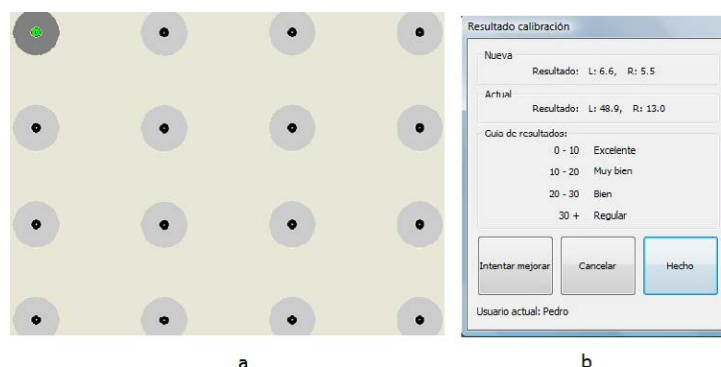
COM Sistemas SL (Pasaia, España) que permite a usuarios con dificultades de acceso al ordenar acceder a éste sin mayores inconvenientes. Gracias a la colaboración del responsable de la empresa, se ha podido acceder al sistema y realizar pruebas con personas con PC. En los experimentos realizados ha participado un equipo multidisciplinar integrado por técnicos de CSIC e IRISCOM y personal clínico de ASPACE Cantabria. El sistema IRISCOM es un sistema complejo que ha sido utilizado como una “caja negra”. Los detalles del sistema, por motivos de privacidad y protección del producto, no son conocidos.

Otras opciones al sistema IRISCOM son los productos ofrecidos por la compañía Eyetech Sistemas Digitales [46] la cual se fundó en 1996 buscando ayudar a las personas con discapacidad mediante el desarrollo y la producción de rastreadores de la orientación de la mirada a la vanguardia. El sistema desarrollado por Eyetech incluye tanto software como hardware. Por otro lado, Tobii Technology [47], empresa establecida en el 2001 con sede en Suecia, también se encuentra trabajando en el ámbito. La empresa se encuentra dividida en tres unidades de negocio: Tecnologías de Apoyo, Análisis y Soluciones OEM. Utilizando los ojos, los dispositivos de la empresa Tobii ofrecen la posibilidad de escribir novelas, diseño de páginas web, hablar a través de un sintetizador de voz, estar en contacto con familiares y amigos, el uso de Internet, y mucho más.

### 2.3. Expectativas de mejora de la usabilidad

El sistema IRISCOM fue diseñado originalmente para ser utilizado por personas con esclerosis lateral amiotrófica (ELA). ELA es una enfermedad neurodegenerativa de etiología desconocida, que se caracteriza por la pérdida progresiva de neuronas

## 2. INTERFACES ENLAZA E IRISCOM



**Figura 2.8:** a) Pantalla de calibración donde el usuario debe mirar la diana activa (color gris oscuro). b) Al finalizar la calibración se desplegará una ventana con la calificación de la misma.

motoras del córtex cerebral, tronco del encéfalo y médula espinal [48] y que conduce a la inmovilidad completa de la persona que la padece.

Actualmente IRISCOM es capaz de dar soporte para el control del cursor del computador a personas con: lesión medular, ictus cerebral, esclerosis múltiple, Párkinson, parálisis cerebral, distrofia muscular, tetraplejia. IRISCOM, a través del Proyecto Ediris, ha sido financiado casi en su totalidad por el Ministerio de Industria, Turismo y Comercio (80 %) a través del Plan Avanza lo que ha permitido que sea implementado en 30 centros de ASPACE en España, siendo el último centro en implementarlo el de Aspace Granada, en mayo del 2012. El coste total del Proyecto asciende a 361.580 euros [49]. Existen sin embargo casos donde el sistema IRISCOM no es capaz de estimar la orientación de la mirada del usuario. En particular, ciertos usuarios con PC son incapaces de manejar al ordenador mediante la interfaz IRISCOM.

Los sistemas IRISCOM y ENLAZA se pueden complementar y potenciar mutuamente, o bien ser una alternativa entre ambas en un proceso auto-adaptativo. Por ejemplo, la calibración del sistemas IRISCOM es problemática con personas con PC por los desvíos prolongados y los rangos de movimiento de la cabeza lo que puede ser resuelto con el sistema ENLAZA.

El objeto de este estudio de tesis de Máster es identificar factores que podrían mejorar el funcionamiento de ambas interfaces. La hipótesis de trabajo es que la fusión de interfaces con tecnologías de estimación de la intención del usuario diferentes (tecnología inercial y tecnología por visión infrarroja) y con canales de comunicación diferentes (mediante los gestos de la cabeza y mediante los gestos con la mirada) puede mejorar la usabilidad global permitiendo a las personas con PC interactuar de una forma más cómoda y robusta con el ordenador. Este trabajo se desea abrir una línea de investigación de operación multimodal en la que se espera despejar algunos aspectos de los muchos de la gran casuística propia de las numerosas patologías que se presentan y que están relacionadas con sinergias fisiológicas de cabeza y ojos que están aún

## 2. INTERFACES ENLAZA E IRISCOM

---

por conocer.

### 2.4. Conclusiones del capítulo

Se ha presentado un estudio de dos interfaces existentes, diseñadas para el ámbito de la rehabilitación: ENLAZA e IRISCOM. Se han presentado las tecnologías de ambos sistemas y los detalles de las plataformas.

La tecnología inercial permite un análisis cinemático del cuerpo humano mediante la integración de datos provenientes de acelerómetros lineales, giróscopos y magnetómetros (todos de 3 dimensiones) a través de algoritmos de filtrado. Los participantes vestirán el sistema ENLAZA durante las pruebas, de manera a almacenar la orientación de la cabeza en todo momento en los tres planos de inclinación: frontal, sagital y transversal. Posteriormente estos datos serán analizados.

La tecnología por visión infrarroja ofrece una interfaz no invasiva y fácil de utilizar. En casos donde el movimiento o manipulación de interfaces comunes (tales como el ratón o el teclado) no es posible, la mirada puede ser un canal óptimo de comunicación. Se utilizará al sistema IRISCOM como sistema de control del cursor. A través de este los participantes realizarán tareas simples en el ordenador. Se almacenará también las coordenadas del cursor en todo momento para su posterior análisis.

Se ha aclarado las expectativas de mejora de la usabilidad mediante la fusión de las interfaces aclarando que la hipótesis de trabajo: la fusión permite un sistema más versátil, que es capaz de adaptarse mejor a la heterogeneidad de los usuarios con PC.

## Capítulo 3

# Procedimientos y Caracterización

Este capítulo pretende explicar y detallar las pruebas llevadas a cabo con los usuarios con y sin discapacidad y los parámetros que serán extraídos de los datos ofrecidos por los sistemas IRISCOM y ENLAZA. La caracterización de las pruebas busca valorar la accesibilidad de la interfaz IRISCOM y cuantificar el desempeño de las personas con y sin discapacidad.

Las pruebas fueron realizadas siguiendo un protocolo, en las instalaciones de AS-SPACE Cantabria (Santander, España). Para las mismas se utilizaron los equipos hardware del sistema IRISCOM y los del sistema ENLAZA. Para el soporte software se utilizaron 3 aplicaciones: la aplicación del sistema IRISCOM, la aplicación del sistema ENLAZA y la aplicación FittsStudy <sup>1</sup>. El resumen de los datos de las pruebas se puede leer en la Tabla 3.1.

<b>Fecha de pruebas</b>	19, 20, 21 / Marzo / 2012
<b>Lugar</b>	ASPACE Cantabria (Santander, España)
<b>Hardware utilizado</b>	Sistema IRISCOM, sistema ENLAZA
<b>Software utilizado</b>	Aplicación IRISCOM, aplicación ENLAZA, aplicación FittsStudy

**Tabla 3.1:** Resumen de datos de las pruebas.

El objetivo de las pruebas consistió en la recopilación de datos mediante tareas diseñadas para la identificación de los factores técnicos limitantes en el control del sistema IRISCOM por personas con parálisis cerebral, mediante el análisis de datos proveídos por los dos sistemas: IRISCOM y ENLAZA.

---

<sup>1</sup>Herramienta de evaluación de apuntamiento utilizada por los sujetos participantes del experimento [50]

### 3. PROCEDIMIENTOS Y CARACTERIZACIÓN

Sujeto	Sexo	Edad	Tono Cervical	Tono General	Movimientos asociados	Capacidad Intelectual
CP1	M	28	HE	HE	Atetósicos	Normal
CP2	M	31	Hipotonía	Hipotonía	No	DIL
CP3	M	37	Hipotonía	Distonía	Distonía	DIL
CP4	M	28	HE	HE	Balísticos en los miembros superiores especialmente el izquierdo	DIL
CP5	M	22	Hipertonía	Hipertonía	Atetósicos	DIGM
CP6	M	22	Hipotonía	Hipotonía	No	DIGM
CP7	M	36	HE	HF	No	DIL
HP1	M	26	–	–	–	–
HP2	M	33	–	–	–	–

**Tabla 3.2:** Perfil de los participantes en las pruebas. DIL: Discapacidad Intelectual Ligera. DIGM: Discapacidad Intelectual de Grado Medio. HE: Hipertonía extensora. HF: Hipertonía Flexora. El tono muscular (del griego tonos = tensión) es la tensión ligera y constante que tiene el músculo sano.

#### 3.1. Participantes

7 personas con PC severa y 2 usuarios sin discapacidad fueron reclutados (media y desviación estándar de las edades de los participantes: 29 y 6, respectivamente). No se realizó una fase previa de familiarización con las interfaces con ningún participante. Las pruebas se llevaron a cabo en ASPACE Cantabria (Santander, España) con la ayuda de personal de la institución. El personal de ASPACE Cantabria tiene experiencia en el uso de algunos dispositivos alternativos como interfaces de seguimiento ocular.

El perfil de las personas con discapacidad y sin discapacidad que participaron en las pruebas se puede ver resumida en la Tabla 3.2. Todos los participantes son hombres. Ninguno sufre de una discapacidad intelectual severa. Es más, el usuario CP1 tiene una capacidad intelectual normal. Todos los participantes con PC son usuarios de sillas de ruedas. Es importante resaltar la heterogeneidad de los perfiles de los usuarios con PC, buscada intencionalmente para no caer en el análisis de casos clínicos particulares. En esta Tabla, los participantes con PC son etiquetados como CP1, CP2, etc. y los participantes sin discapacidad como HP1 y HP2.

#### 3.2. Instrumentos

Para las pruebas con las personas con CP y sin discapacidad se utilizaron los equipos hardware del sistema IRISCOM y los del sistema ENLAZA. Para el soporte soft-

### 3. PROCEDIMIENTOS Y CARACTERIZACIÓN

---

ware se utilizaron 3 aplicaciones: la aplicación del sistema IRISCOM, la aplicación del sistema del ENLAZA y la aplicación FittsStudy.

Las características de la interfaz inercial ENLAZA fueron desarrolladas en la Sección 2.2.1, por lo que aquí solo se nombrará algunas de sus características principales. ENLAZA se basa en una unidad de medición inercial (inertial measurement unit, IMU) que integra un acelerómetro tridimensional (3D), un giroscopio 3D y un magnetómetro 3D montado en un casco comercial. Un IMU calibrado mide la aceleración 3D (causada por el movimiento y la gravedad), la velocidad angular 3D y campo magnético terrestre 3D. El rastreador inercial digitaliza los datos a 50 Hz con un error máximo de 1,34°.

El sistema IRISCOM también fue detallado en una sección anterior (la Sección 2.2.2) por lo que solo se recordará al lector sus características principales. IRISCOM consta de una cámara y dos emisores de luz infrarroja acopladas a un ordenador personal. Los emisores de luz infrarroja se dirigen a la cara del usuario y la cámara se encarga de recoger la luz reflejada. Un software identifica el ojo y el reflejo de luz de las pupilas del usuario. Con esta información, el software calcula donde mira el usuario y convierte esta información en coordenadas de posición para el ratón. Una vez el puntero se encuentra en el lugar deseado, bien parpadeando de manera deliberada o por latencia (manteniendo el puntero del ratón dentro de un área ajustable durante un tiempo también ajustable) el usuario puede realizar todas las funciones habituales (pulsar botón izquierdo, botón derecho, pinchar y arrastrar, etc.).

Se han utilizado tres aplicaciones software para realizar las pruebas. Una aplicación se encarga de calibrar el sistema ENLAZA así como también de capturar los datos y almacenarlos en archivos para su análisis posterior. Otra aplicación se encarga de todo lo relativo al sistema IRISCOM (software propietario): calibración del IRISCOM, configuración de tiempo de retardo para considerar un clic, etc. La tercera aplicación, FittsStudy, se encarga de todo lo relacionado a la configuración y despliegue de la tarea que será realizada por los participantes.

FittsStudy es una herramienta de evaluación de la tarea de apuntamiento mediante el cursor, que provee de medidas y se encarga del despliegue de la tarea. Fue desarrollada en C#. Registra la sesión en archivos tipo XML, a partir de los cuales puede generar un análisis estático [50].

La tarea fue desplegada en un monitor de resolución vertical igual a 768 píxeles y de 1366 píxeles de resolución horizontal <sup>1</sup>. Todas las pruebas fueron realizadas en la misma habitación, con personal de apoyo de ASPACE Cantabria. Un momento de la situación de las pruebas puede verse en la Figura 3.1.

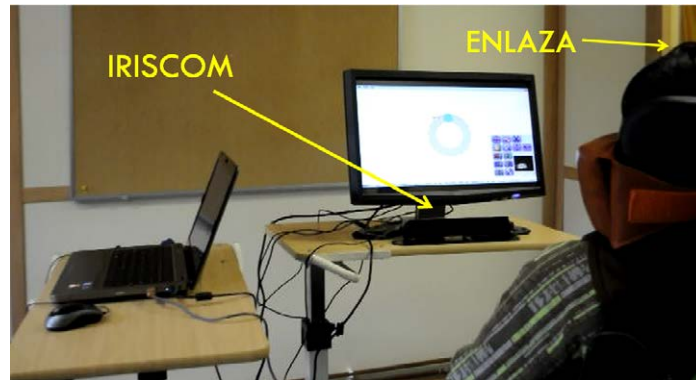
---

<sup>1</sup>Estándar WXGA. La resolución de éste formato es de 1366x768 (36.14 cm x 20.32 cm) que constituyen una imagen de 1.049.088 píxeles con una relación de aspecto de 16:9 (16 unidades horizontales por 9 verticales).



### 3. PROCEDIMIENTOS Y CARACTERIZACIÓN

---



**Figura 3.1:** Un momento de las pruebas en el que se puede ver las dos interfaces (IRISCOM y ENLAZA), la aplicación que despliega la tarea en el monitor y sujeto con PC de espalda.

### 3.3. Procedimiento

Los sujetos participantes del experimento tendrán que realizar una tarea que consiste en el alcance de objetivos en la pantalla a través del cursor del ordenador. Los participantes tendrán que localizar el cursor sobre el objetivo tan rápido como sea posible y seleccionarlo mediante el movimiento del iris. El objetivo cambiará de posición una vez éste sea alcanzado y seleccionado. El control del cursor estará a cargo del sistema IRISCOM. La aplicación software que se encarga de realizar lo referente a la tarea es un programa de computador llamado FittsStudy [50].

Se considera una selección si el usuario mantiene fija la posición del cursor dentro de una cierta área un cierto tiempo. El área y el tiempo están determinados por la aplicación del sistema IRISCOM.

En la Figura 3.2 se puede apreciar una secuencia de la tarea a realizar por los participantes de las pruebas, la cual será desplegada en la pantalla del ordenador a modo de pantalla completa. En esta figura se puede ver que todos los objetivos son desplegados al inicio y que estos objetivos son coloreados en gris y en azul. El objetivo al cual el participante debe dirigirse con el cursor es coloreado en azul y el resto permanece en color gris.

La tarea se considera iniciada luego del clic dentro del primer objetivo activo (círculo azul), que es siempre el círculo superior (Figura 3.2 A). Luego de que el usuario realice el clic dentro del primer objetivo resaltado en azul (si y solo si), éste pasará a pintarse de gris pasando el siguiente objetivo a pintarse de azul (Figura 3.2 B). A partir del clic en el primer objetivo, el cambio de objetivo activo se realizará independientemente de si el usuario realiza o no el clic dentro del objetivo activo: solo es necesario que el primer clic se realice dentro del objetivo activo inicial para que la tarea cambie el objetivo activo.

Este proceso se repetirá hasta que el usuario haya realizado todos los clic corres-

### 3. PROCEDIMIENTOS Y CARACTERIZACIÓN

Características	Valores	Etiqueta
Diámetro del objetivo	75 píxeles, 100 píxeles	DIÁMETRO
Distancia entre objetivos opuestos	275 píxeles, 350 píxeles	AMPLITUD
Número de condiciones	4 (2 DIÁMETRO/2 AMPLITUD)	CONDICIONES
Tareas por condición	17	TAREAS
Tipo de objetivos	Círculos	-

**Tabla 3.3:** Resumen de las características de las tareas que fueron realizadas por los participantes con y sin discapacidad

pondientes a todos los objetivos. Los colores de los objetivos cambia dinámicamente, a medida que la tarea va siendo realizada con éxito.

La prueba queda definida por una serie de parámetros: diámetro del objetivo (codificada con la palabra *DIÁMETRO*), distancia entre el centro de dos objetivos opuestos (codificada con la palabra *AMPLITUD*), número de condiciones (codificada con la palabra *CONDICIONES*), tareas por condición (codificada con la palabra *TAREAS*), tipos de objetivos.

La representación gráfica de estos parámetros puede verse en la Figura 3.3. El valor de *TAREAS* determina la cantidad de objetivos que el usuario tendrá que alcanzar por cada condición. Por ejemplo, en la Figura 3.3 la cantidad de círculos grises además del círculo azul es 11, por lo tanto, el valor de *TAREAS* es igual a 11. Un mismo usuario puede realizar la secuencia mostrada en la Figura 3.2 más de una vez con distintos valores de *DIÁMETRO* y *AMPLITUD*. El número de veces que se repita esta secuencia con diferentes parámetros de *AMPLITUD* y *DIÁMETRO* determina el número de condiciones. En la Figura 3.3 solo se muestra una condición, pudiendo una prueba consistir en más de una condición, variando el valor de *DIÁMETRO* y *AMPLITUD*. El objetivo donde el participante debe realizar el clic se colorea en azul, el cual cambia dinámicamente a medida que el usuario avance en una prueba. Los valores de éstos parámetros son resumidos en la Tabla 3.3.

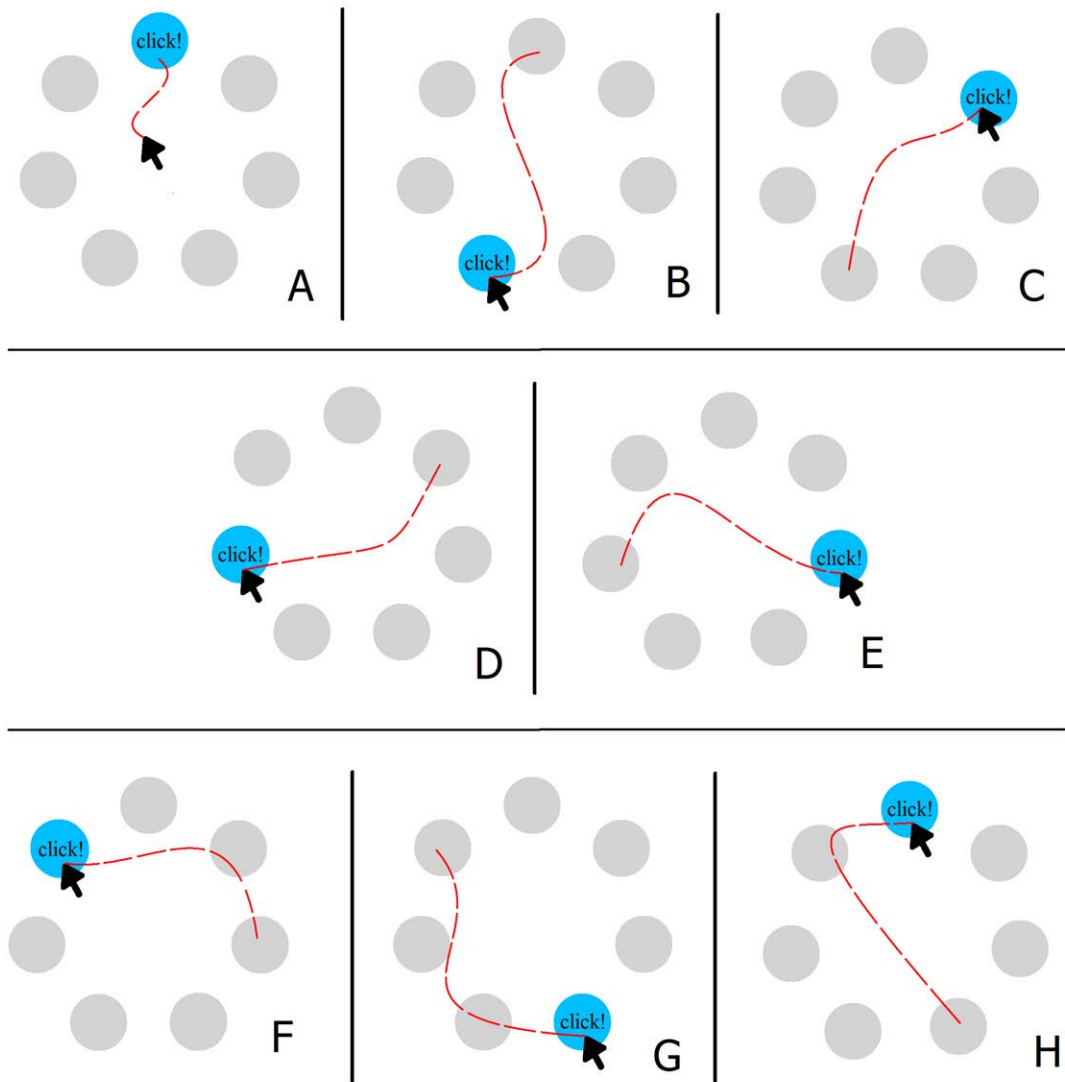
Una vez definidos los parámetros se siguen unos pasos antes de iniciar la prueba. Los pasos a seguir serán:

1. Correcta ubicación de los participantes frente al monitor
2. Calibración del sistema ENLAZA
3. Calibración del sistema IRISCOM
4. Inicio de la tarea

Se requiere aproximadamente 40 minutos por sujeto para realizar una prueba con 4 combinaciones de *DIÁMETRO* y *AMPLITUD*. Se han realizado sesiones durante 3 días consecutivos en ASpace Cantabria.

### 3. PROCEDIMIENTOS Y CARACTERIZACIÓN

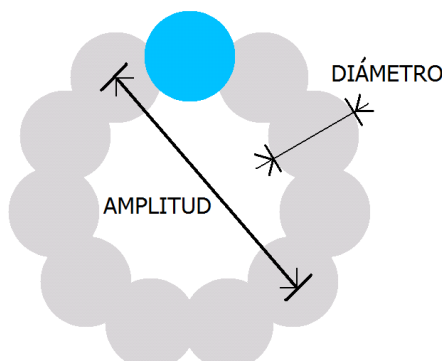
---



**Figura 3.2:** Esquema de la tarea a realizar por los participantes de las pruebas. La secuencia A, B, C, (...), H muestra las distintas posiciones del círculo objetivo (círculo azul) que el participante de la prueba debería hacer clic.

### 3. PROCEDIMIENTOS Y CARACTERIZACIÓN

---



**Figura 3.3:** Parámetros de la tarea a realizar por los participantes de la prueba: diámetro del objetivo (*DIÁMETRO*), distancia entre el centro de dos objetivos opuestos (*AMPLITUD*), tareas por condición (11, en este caso), tipos de objetivos (círculos).

#### 3.4. Métricas

A continuación se abordarán las métricas que se buscan extraer con los datos de las pruebas con el fin de obtener una descripción completa del control de los distintos participantes de las pruebas. Las métricas serán agrupadas según los datos hagan referencia a la tarea, las cuales serán agrupadas como Funcionales, al ENLAZA o al IRISCOM. El objetivo de las métricas es tener medidas relativas que permitan comparar el desempeño de los participantes con PC y sin discapacidad. Las métricas estarán expresadas en el dominio espacial, temporal y en el dominio de la frecuencia.

Existen trabajos realizados en la definición de métricas que permitan cuantificar el desenvolvimiento de usuarios cuando estos realizan tareas de alcance al objetivo, de manera a identificar posibles mejoras en las interfaces entre personas y computador. MacKenzie et al, [51], definen siete medidas para la evaluación de dispositivos señaladores. Este trabajo no está orientado a usuarios con discapacidad exclusivamente, aunque las medidas que proponen son útiles igualmente para estos. Keates et al. [52], proponen seis nuevas métricas para las tareas de alcance de objetivo especialmente definidas para personas con discapacidad. Dos métricas más son propuestas por Hwang et al. [53], pensadas especialmente para personas con discapacidad.

Algunas de las métricas que se presentarán buscan complementar el trabajo de los científicos en el área, permitiendo identificar características de los usuarios con discapacidad, especialmente de las personas con PC. Un modelo de usuario más detallado permite, además de caracterizar cuantitativamente el desempeño del usuario, identificar elementos de bajo rendimiento y actuar efectivamente sobre estos [54].

### 3. PROCEDIMIENTOS Y CARACTERIZACIÓN

---

#### 3.4.1. Funcionales

Las métricas funcionales hacen referencia a las características de la tarea. Estas métricas ofrecen parámetros que permiten comparar la eficiencia de dos o más participantes en cuanto a la facilidad o dificultad para realizar una tarea. Las métricas que serán presentadas están expresadas en el dominio temporal y espacial además de relaciones interesantes. Entre las métricas interesantes se encuentra el Throughput, que es una medida objetiva y estandarizada de evaluación (basada en la Ley de Fitts, detallada a continuación). La ley de Fitts es una métrica completa, ya que modela el comportamiento psicomotor humano y está específicamente descrita para ejercicios de alcance de objetivos y medida de la usabilidad de una interfaz persona-computador.

##### 3.4.1.1. Parámetros de la tarea - AMPLITUD DIÁMETRO TAREAS

Los parámetros de las pruebas que serán señaladas son los que ya se han comentado en la sección 3.3: diámetro del objetivo (*DIÁMETRO*), distancia entre el centro de dos objetivos opuestos (*AMPLITUD*), tareas por condición (*TAREAS*). Estos parámetros nos permitirán caracterizar las tareas de los participantes. No todos los participantes son capaces de realizar las mismas pruebas, por lo que estas métricas nos permitirán conocer la configuración de los ensayos.

##### 3.4.1.2. Throughput - TP

El ISO 9241-9 [55] establece directrices y procedimientos de evaluación de pruebas de dispositivos informáticos para ejercicios de tipo alcance de objetivos y permite una medida de la usabilidad de una Interfaz persona-computador (HCI). La métrica de comparación se llama *Throughput*, en bits por segundo (bits/s), e incluye tanto la velocidad como la precisión del rendimiento de los usuarios. Este estándar ha sido aplicado por los investigadores en HCI principalmente de dos formas: como un modelo predictivo y como un medio para derivar la medida *Throughput*. La segunda forma de utilización del estándar permite la comparación y evaluación de nuevos dispositivos apuntadores [56].

La métrica se basa en la ley de Fitts [57] que modela el comportamiento psicomotor humano basado en el teorema de Shannon. La ley de Fitts compara el comportamiento psicomotor humano con un canal de transmisión de información con una capacidad medida en bits/s. Una señal transmitida a través de un medio no ideal es perturbada por ruido. El efecto del ruido es el de reducir la capacidad de transmisión de información del canal. Esta ley sostiene que es posible medir la dificultad motora del usuario en la realización de una determinada tarea, tal y como se mide la tasa de transmisión de datos en un canal en bits por segundo.

La ecuación para determinar el *Throughput* se basa en el índice o ley de Fitts, [57], la cual es detallada en la Ecuación 3.1. En ésta ecuación, *MT* es el tiempo medio de

### 3. PROCEDIMIENTOS Y CARACTERIZACIÓN

---

Dispositivo	Throughput (bits/s)
Mouse	3.7-4.5
Trackball	3.0
Joystick	1.8
Touchpad	2.9

**Tabla 3.4:** Valores de Throughput de distintos dispositivos encontrados en la literatura [12]. Un *Throughput* alto implica un canal o interfaz con altas prestaciones para la comunicación entre el usuario y el ordenador

movimiento, en segundos, para todos los experimentos bajo las mismas condiciones e  $ID_e$ , en bits, es calculado a partir de  $D$ , que es la distancia desde el origen al objetivo (definido como AMPLITUD en la sección 3.4.1.1), y  $W_e$ , la anchura efectiva del objetivo (calculada a partir de DIAMETRO, definida en la sección 3.4.1.1), Ecuación 3.2 [58]. La ley de Fitts realiza un modelo del comportamiento psicomotor humano en tareas de alcance, estableciendo un compromiso entre velocidad del movimiento y distancia al objetivo.

$$Throughput = \frac{ID_e}{MT} \quad (3.1)$$

$$ID_e = \log_2 \left( \frac{D}{W_e} + 1 \right) \quad (3.2)$$

Music [12] presenta valores de *Throughput* de distintos dispositivos encontrados en la literatura, los cuales son resumidos en la Tabla 3.4. Este método de evaluación estándar permite medir una interfaz y compararla con otros dispositivos, como por ejemplo, el ratón convencional.

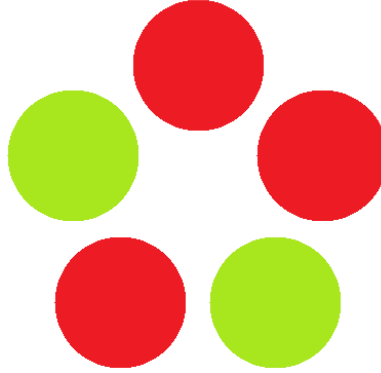
#### 3.4.1.3. Tasa de error - TE

La *Tasa de error* se calcula como la relación entre: el número de objetivos en los cuales se realizó el clic fuera de objetivo y la cantidad total de objetivos. Por ejemplo, en la Figura 3.4 se realizaron 5 pruebas en total. De estas 5 pruebas, en 3 pruebas el usuario no consiguió realizar el clic dentro del objetivo (representado con los círculos rojos), mientras que en 2 pruebas el usuario si consiguió realizar el clic dentro del objetivo (representado con los círculos verdes). Entonces, la tasa de error es igual a  $3/5 = 60\%$ . La Ecuación 3.3 es la formula general que define la tasa de error. La *Tasa de error* nos permite conocer la eficiencia de las pruebas, ya que una alta tasa implicará muchos clic fuera fuera del objetivo.

$$TE = \frac{clic\_fuera\_objetivo}{cantidad\_total\_objetivos} \quad (3.3)$$

### 3. PROCEDIMIENTOS Y CARACTERIZACIÓN

---



**Figura 3.4:** Ejemplo para calcular la tasa de error. Este ejemplo no representa lo que el usuario verá en el monitor, es solo es una figura a modo explicación.

#### 3.4.1.4. Tiempo de movimiento - TM

Se realizará un análisis temporal de los datos, buscando medir el tiempo que se demora el participante en realizar las tareas. Los parámetros temporales que serán presentados son: el tiempo medio en realizar una condición (TM\_MEAN), el tiempo máximo o la máxima demora en realizar una condición (TM\_MAX), el tiempo mínimo o la mínima demora en realizar una condición (TM\_MIN) y la desviación estándar de los tiempos de demora (TM\_STD). La Ecuación 3.4 define el TM.

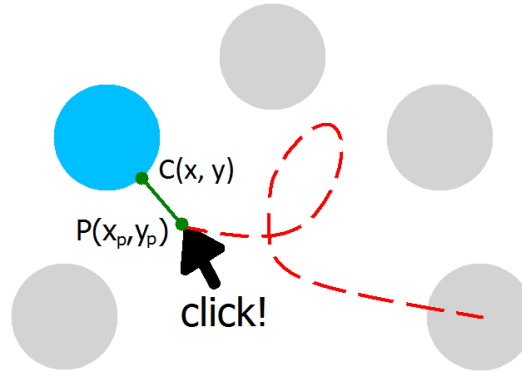
$$TM = Tiempo_{fin\_de\_tarea} - Tiempo_{inicio\_de\_tarea} \quad (3.4)$$

#### 3.4.1.5. Distancia del clic al objetivo - DCO

*Distancia del clic al objetivo* (DCO) es una medida que utilizaremos para ponderar el error de las tareas donde los clic fueron realizados fuera del área del objetivo. Mediante este parámetro se busca medir que tan lejos se encuentra el clic del área del objetivo, cuando el clic se realiza fuera del área del objetivo. Se parte del hecho de que no es lo mismo hacer un clic lejos del área del objetivo que hacerlo muy próximo a éste. DCO es una medida valida solo para pruebas fallidas, es decir, para pruebas donde el clic se halla realizado fuera de objetivo. Las tareas donde el clic se haya realizado dentro del objetivo no será integrada a esta medida. Un valor bajo de DCO podría implicar que el usuario tiene muchas posibilidades de realizar correctamente la tarea, ya que el bajo valor de DCO podría implicar que el cursor se encuentra muy próximo al área del objetivo. Si *coordenadas\_ultimo\_clic* corresponde con las coordenadas  $x_p$   $y_p$  del punto donde se realizó el clic y *perimetro\_objetivo* corresponde al punto del objetivo más cercano a *coordenadas\_ultimo\_clic*, la definición de DCO es igual a la presentada en la Ecuación 3.5.

### 3. PROCEDIMIENTOS Y CARACTERIZACIÓN

---



**Figura 3.5:** Distancia del clic al objetivo, representada por el segmento que une los puntos C y P. La Distancia del clic al objetivo solo tiene sentido para pruebas donde el participante realiza el clic fuera del área del objetivo.

$$DCO = Distancia(coordenadas\_ultimo\_clic, perimetro\_objetivo) \quad (3.5)$$

En la Figura 3.5 se puede ver una representación gráfica de la *Distancia del clic al objetivo* de una tarea, mediante el segmento verde que une los puntos P con coordenadas  $x_p$   $y_p$  y el punto C con coordenadas  $x$   $y$ . También, se proveerá de la cantidad media de DCO, la cantidad máxima, mínima y la desviación estándar (DCO\_MEAN, DCO\_MAX, DCO\_MIN y DCO\_STD respectivamente).

#### 3.4.2. IRISCOM

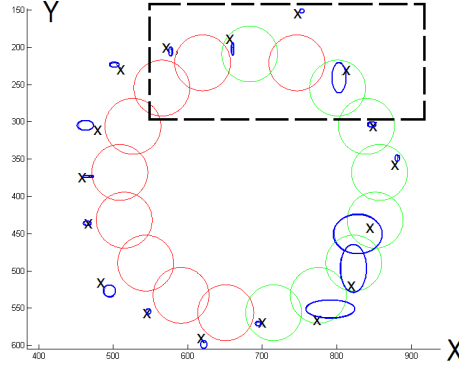
El sistema IRISCOM, a través de los datos que provee, permitirá realizar el análisis cinemático, espacial y en el dominio de la frecuencia de los movimientos del globo ocular. Los parámetros cinemáticos serán la Desviación media y la Dispersión, además de la Velocidad y Aceleración ocular. Se plantea la hipótesis de que el sistema IRISCOM posiblemente sufra de inestabilidades cuando los participantes con PC realizan las pruebas. Esta hipótesis se plantea por el hecho de que, como las personas con PC tienen asociado movimientos involuntarios, estos también serán observados en los movimientos oculares. Esta hipótesis será verificada, mediante los parámetros extraídos.

##### 3.4.2.1. Desviación media - DES

La *Desviación media* (DES) es la distancia euclidiana entre la posición media del cursor y el centro del objetivo, Ecuación 3.6. Sea  $N$  la cantidad de coordenadas del cursor entre dos clics consecutivos (desde que se ha realizado clic en un objetivo - tanto dentro como fuera del área correspondiente- hasta que se ha realizado clic en



### 3. PROCEDIMIENTOS Y CARACTERIZACIÓN



**Figura 3.6:** Representación gráfica de la métrica dispersión DIS. La zona en recuadro con línea entrecortada sera detallada en la Figura 3.7.

el siguiente objetivo consecutivo -tanto dentro como fuera del área correspondiente). Si de estas  $N$  muestras, tomáramos  $N/2$  muestras (las superiores) y calculamos la media de las coordenadas del cursor en ambos ejes, tanto horizontal como vertical, tendríamos las coordenadas de la posición media.

Esta métrica supone que de las  $N$  muestras totales que incluyen todos los puntos coordenados entre dos objetivos consecutivos, las  $N/2$  muestras inferiores son de acercamiento al objetivo, y que las  $N/2$  muestras superiores son de posicionamiento sobre el objetivo. Esta suposición fue extraída empíricamente.

El objetivo de DES es verificar si en “promedio” el usuario se encuentra sobre el objetivo. Si el usuario, en promedio, se encuentra sobre el objetivo, su posición media tendrá un valor muy parecido a la posición del objetivo, y el valor de DES estaría cercano a cero. Si por el contrario, en promedio el usuario no se encuentra sobre el objetivo, su posición media se encontrará alejada de éste, y el valor de DES será mayor.

La representación gráfica de DES se puede apreciar en la Figura 3.6 y con detalle de una zona, la Figura 3.7.

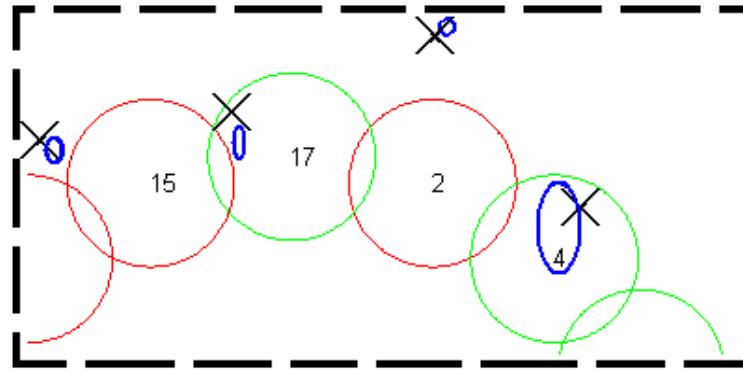
$$DES = Distancia(posicion\_media\_cursor, centro\_objetivo) \quad (3.6)$$

#### 3.4.2.2. Dispersión - DIS

La *Dispersión* se calcula como la desviación estándar de la mitad superior de las coordenadas del cursor en una tarea de alcance al objetivo (tanto si estos clics hayan sido hechos dentro o fuera del área del objetivo) alrededor de la posición media. La *Dispersión* se medirá en cada eje: horizontal y vertical. La representación gráfica de esta métrica también se puede apreciar en la Figura 3.6 y con detalle de una zona particular, la Figura 3.7. Los círculos representan a los objetivos. Los círculos verdes son objetivos donde el clic se ha realizado dentro del área del objetivo, los círculos

### 3. PROCEDIMIENTOS Y CARACTERIZACIÓN

---



**Figura 3.7:** Detalle de una zona de la Figura 3.6. El valor de DES es la distancia desde el centro del objetivo a la “x” correspondiente. Las elipses azules representan los valores de DIS/H y DIS/V. Los módulos de DIS/H y DIS/V son los módulos de los ejes de las elipses azules.

rojos son objetivos donde el clic se ha realizado fuera del área del objetivo. Las “x” representan la posición media del cursor cuando el participante busca hacer clic a un objetivo en particular. La zona en recuadro con línea entrecortada será detallada en la Figura 3.7.

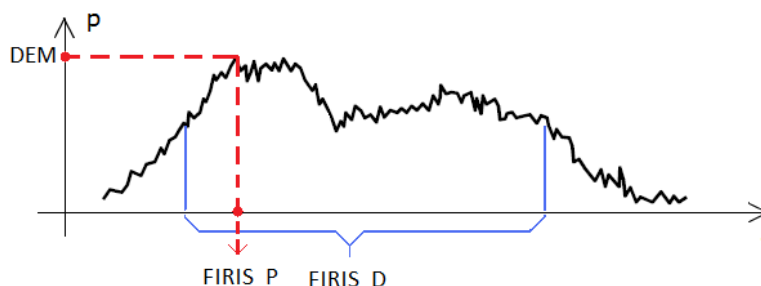
#### 3.4.2.3. Frecuencia pico y densidad espectral - FIRIS\_P y FIRIS\_D

Se realizará el análisis en el dominio de la frecuencia de los movimientos del cursor capturados por el sistema IRISCOM. Los parámetros que se analizarán serán: frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral de potencia (FIRIS\_P) y la banda de frecuencia que contiene el 75 % de la densidad espectral total, como indicador de la dispersión de la densidad espectral (FIRIS\_D), tanto en el eje horizontal como en el vertical. Para nuestro análisis calculamos la transformada rápida de Fourier (FFT) de las posiciones del cursor para cada tarea de objetivo de alcance realizada. La Figura 3.8 permite una más clara comprensión de las métricas FIRIS\_P y FIRIS\_D mediante la representación gráfica de ambos parámetros.

Como se comentó anteriormente, en la introducción de la sección 3.4.2, las métricas en el dominio de la frecuencia son importantes porque permitirán verificar la hipótesis que plantea que las limitaciones del sistema IRISCOM se deben posiblemente a los movimientos oculares de alta frecuencia de los usuarios con PC. Si el espectro en frecuencia de los movimientos oculares de los participantes con PC es similar al espectro de los participantes sin discapacidad esta hipótesis deberá ser descartada.

### 3. PROCEDIMIENTOS Y CARACTERIZACIÓN

---



**Figura 3.8:** Los parámetros que se analizarán en el dominio de la frecuencia serán: frecuencia a la que se produce la DEM (mayor densidad espectral) ( $FIRIS\_P$ ) y la banda de frecuencia que contiene el 75 % de la densidad espectral total, como indicador de la dispersión de la densidad espectral ( $FIRIS\_D$ ).

#### 3.4.3. ENLAZA

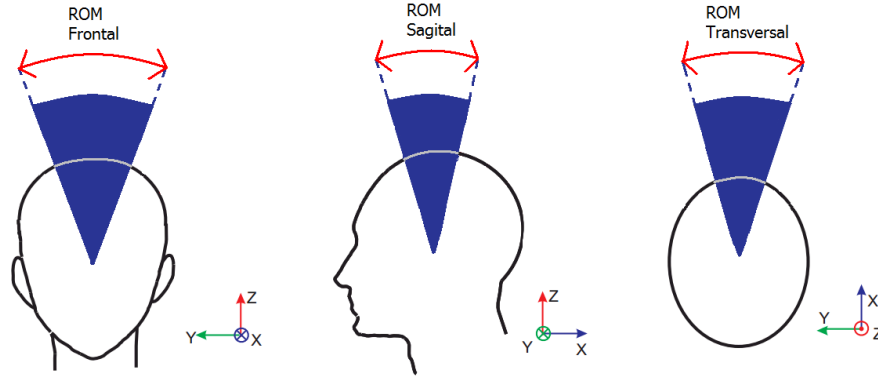
El sistema ENLAZA provee datos que nos permiten caracterizar el control postural del participante en los dominios espaciales y de la frecuencia. En el dominio espacial será presentado el rango de movimiento (ROM) y la relación entre el rango de movimiento y la dispersión ocular ( $DIS\_H$  y  $DIS\_V$ ). En el dominio de la frecuencia será analizado el espectro de los movimiento de la cabeza en los tres ejes (FEN).

##### 3.4.3.1. Rango de movimiento - ROM

Los movimientos y posturas anormales se pueden identificar mediante la medición de las variables espaciales, tales como el *Rango de movimiento* (Range of movement). De hecho, existen movimientos alterados de la misma frecuencia que los voluntarios, pero con un rango inadecuado (torsión en movimientos atetoides por ejemplo). Los movimientos cervicales son clínicamente descritos como rotaciones alrededor de tres ejes ortogonales que pueden ser definidos matemáticamente a través de la formulación de Euler, el cual define rotaciones sobre tres ejes que fácilmente pueden ser físicamente relacionados a los ejes frontal, sagital y transversal.

El ROM se define como la diferencia entre los valores máximo y mínimo de los ángulos de Euler. En la Figura 3.9 podemos ver una representación gráfica de los ROM frontal, sagital y transversal. Serán extraídos los valores medios del ROM sobre cada eje ( $ROM\_MEAN\_T$ ,  $ROM\_MEAN\_F$ ,  $ROM\_MEAN\_S$ ).

### 3. PROCEDIMIENTOS Y CARACTERIZACIÓN



**Figura 3.9:** El ROM se define como la diferencia entre los valores máximo y mínimo de los ángulos de Euler. En la Figura podemos ver una representación gráfica de los ROM frontal, sagital y transversal.

#### 3.4.3.2. Relación ROM/DIS - ROM\_DIS

La *Relación ROM/DIS*, codificada como ROM\_DIS, busca ser una medida que permita cuantificar la relación que existe entre el rango de movimiento de la cabeza, medido a través del parámetro ROM y la dispersión de la mirada medida a través del parámetro DIS. ROM\_DIS será definida de manera que tenga sentido físico, por ello dispersión horizontal (DIS\_H) se relacionará con el ROM Transversal medio (ROM\_MEAN\_T) y la dispersión vertical (DIS\_V) se relacionará con el ROM Sagital medio (ROM\_MEAN\_S). De acuerdo a la definición presentada en la Ecuación 3.7 y en la Ecuación 3.8 la unidad de medida de la *Relación ROM/DIS* será grados/píxeles. De esta manera, por ejemplo, una relación ROM\_DIS\_H igual a 5 grados/píxeles implica que por cada píxel que el usuario se desplaza en el eje horizontal, el usuario mueve 5 grados la cabeza en el plano transversal.

$$ROM\_DIS\_H = \frac{ROM\_MEAN\_T}{DIS\_H} \quad (3.7)$$

$$ROM\_DIS\_V = \frac{ROM\_MEAN\_S}{DIS\_V} \quad (3.8)$$

#### 3.4.3.3. Frecuencia pico y densidad espectral - FEN\_PICO y FEN\_DIS

Un análisis en el dominio de la frecuencia es necesario porque las alteraciones motoras pueden variar en tiempo y frecuencia. Para nuestro análisis calculamos la transformada rápida de Fourier (FFT) de la orientación de la cabeza en los tres ejes de rotación. Los componentes que se calculan a partir de este análisis son: frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral (FEN\_PICO) y la banda de frecuencia que

### 3. PROCEDIMIENTOS Y CARACTERIZACIÓN

---

contiene el 75 % de la densidad espectral total, como indicador de la dispersión de la densidad espectral (FEN\_DIS).

#### 3.5. Conclusiones del capítulo

En éste capítulo se han presentado los detalles de las pruebas. Se han detallado los perfiles de las 7 personas con PC severa y 2 personas sin discapacidad que fueron reclutados (media y desviación estándar de las edades de los participantes: 29 y 6, respectivamente). Se han reclutado participantes con PC con perfiles heterogéneos para no caer en casos particulares de PC. Ningún participante con PC sufre de discapacidad intelectual grave pero si todos son usuarios de sillas de ruedas.

Se han comentado además las características de los instrumentos utilizados, de las aplicaciones software de soporte y del procedimiento realizado. También se han comentado las 27 métricas que serán extraídas de los datos provenientes de las experiencias, las cuales fueron agrupadas según los datos sean de orden funcional (12 métricas), si son relativos al sistema ENLAZA (5 métricas) o si son relativos al sistema IRISCOM (10 métricas). Un resumen de todas las métricas agrupadas según lo señalado en las secciones previas se puede ver en la Tabla 3.5.

Existen métricas basadas en una medida por tarea, como el caso de tasa de error (TE), que indica cuenta si la tarea se realizó o no. Por otro lado existen métricas que caracterizan aspectos que pueden observarse durante la tarea, como es el caso de camino total recorrido (CTR) o desviación media (DES). Note que existen eventos que métricas del tipo tasa de error no podrían capturar, por lo que es importante definir métricas que puedan evidenciar sucesos *durante* la tarea.

Las métricas buscan abarcar un gran espectro de características en los distintos dominios, de manera a poder identificar a través de ellas posibles focos de acción: aspectos relacionados al espectro de frecuencias tanto del movimiento del iris (FIRIS) como de la cabeza (FEN) o al rango de movimiento cervical (ROM). En la literatura existen estudios que emplean algunas de estas métricas en personas con PC, pero otras son nuevas, lo que supone una innovación en la cuantificación de las limitaciones de usabilidad de los sistemas.

### 3. PROCEDIMIENTOS Y CARACTERIZACIÓN

---

Funcionales			
	Métricas	Abreviación	Observación
1	Distancia entre objetivos	AMPLITUD	píxeles
2	Diámetro del objetivo	DIÁMETRO	píxeles
3	Cantidad de objetivos	TAREAS	cantidad de
4	Throughput	TP	bits/seg
5	Tasa de error	TE	%
6	Tiempo de movimiento	TM_MEAN	mseg
7	Distancia del clic al objetivo - DCO	DCO_MEAN	píxeles
IRISCOM			
	Métricas	Abreviación	Observación
8	Desviación media del cursor	DES	píxeles
9	Dispersión horizontal del cursor	DIS_H	píxeles
10	Dispersión vertical del cursor	DIS_V	píxeles
11	Frecuencia pico, eje X	FIRIS_P_MEAN_X	mHz
12	Frecuencia pico, eje Y	FIRIS_P_MEAN_Y	mHz
13	75 % densidad espectral, eje X	FIRIS_D_MEAN_X	Hz
14	75 % densidad espectral, eje Y	FIRIS_D_MEAN_Y	Hz
ENLAZA			
	Métricas	Abreviación	Observación
15	Rango de movimiento medio frontal	ROM_MEAN_F	grados
16	Rango de movimiento medio transversal	ROM_MEAN_T	grados
17	Rango de movimiento medio sagital	ROM_MEAN_S	grados
18	Relación ROM/DIS horizontal	ROM_DIS_H	grados/píxeles
19	Relación ROM/DIS vertical	ROM_DIS_V	grados/píxeles
20	Frecuencia pico frontal	FEN_PICO_F	mHz
21	Frecuencia pico transversal	FEN_PICO_T	mHz
22	Frecuencia pico sagital	FEN_PICO_S	mHz
23	Frecuencia dispersión frontal	FEN_DIS_F	Hz
24	Frecuencia dispersión transversal	FEN_DIS_T	Hz
25	Frecuencia dispersión sagital	FEN_DIS_S	Hz

**Tabla 3.5:** Resumen de las métricas definidas con sus abreviaturas y unidades de medida.

## Capítulo 4

# Experimentación y análisis de datos

En el Capítulo 2 se ha realizado una introducción a los sistemas y dispositivos que serán utilizados para las pruebas. En el capítulo anterior se han señalado los perfiles de los participantes de las pruebas (participantes con PC y sin discapacidad), el protocolo de las pruebas que se realizará con ellos y las métricas que se extraerán de los datos recogidos. Se ha comentado que las métricas han sido agrupadas según sean relativas a las tareas (funcionales), al sistema IRISCOM y al sistema ENLAZA. En éste capítulo se presentarán los valores de las métricas, extraídos de las pruebas realizadas con personas con PC y sin discapacidad. Los datos de personas sin discapacidad se utilizarán como valores de referencia para los datos de las personas con PC.

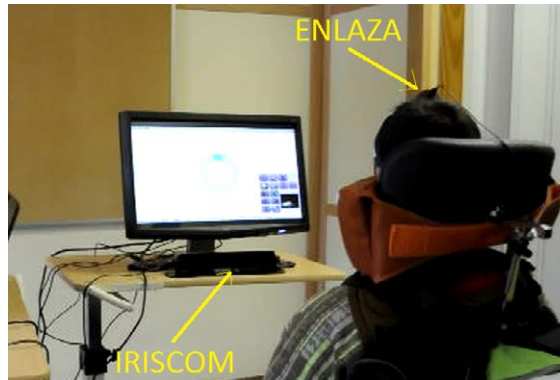
### 4.1. Resultados empíricos y discusiones

Se han realizado en total 20 sesiones, las cuales consistieron de 34 pruebas (en promedio 1.7 pruebas por sesión por cada usuario), lo que suma en total 1053 tareas de alcance de objetivo. En promedio, se han realizado 117 tareas de alcance de objetivo por participante con una desviación estándar de 68. Estas tareas fueron realizadas por 7 usuarios con PC y 2 usuarios sin discapacidad. En la Figura 4.1 se puede observar un momento durante las pruebas, mientras uno de los participantes con PC completa la tarea.

Se presentarán los resultados de las métricas siguiendo el orden en el que han sido presentadas en la sección 3.4 del Capítulo 3. Desde la Figura 4.2 hasta la Figura 4.13 el eje de abscisas representará a los participantes siguiendo el siguiente orden: del número 1 al 7 corresponderá a los usuarios con PC (CP1, CP2, etc.) y del 8 al 9 corresponderá a los usuarios sin discapacidad (HP1 y HP2). El eje de ordenadas corresponderá con el valor de alguna de las métricas detalladas en el Capítulo 3 en la Tabla 3.5. El valor medio y la desviación estándar de la métrica en cuestión será señalada para cada participante a través de una cruz azul y una línea continua roja

## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

---



**Figura 4.1:** Momento durante las pruebas con un participante con PC. Podemos ver los sistemas IRISCOM y ENLAZA y la aplicación FittsStudy ejecuta por el ordenador desplegada en el monitor.

paralela al eje de ordenadas respectivamente.

Se recuerda al lector que las tareas fueron desplegadas en un monitor de resolución vertical igual a 768 píxeles y de 1366 píxeles de resolución horizontal.

### 4.1.1. Métricas Funcionales

#### Parámetros de la tarea - AMPLITUD DIÁMETRO TAREAS

Los participantes con PC realizaron tareas con una AMPLITUD media de 295.71 píxeles (desviación estándar de 20.24 píxeles), mientras que los usuarios sin discapacidad, en promedio, realizaron tareas con una AMPLITUD de 312.50 píxeles (5 % mayor). Los participantes CP4, CP5 y CP6 realizaron las tareas con la AMPLITUD más pequeña, es decir, con los objetivos más cerca unos de otros, mientras que los participantes CP1, CP2, CP3 realizaron tareas con una AMPLITUD similar a la de los participantes sin discapacidad. La distribución del valor de AMPLITUD para cada participante se encuentra representada en la Figura 4.2a. El índice de dificultad de una tarea<sup>1</sup> tiene relación con la AMPLITUD, según la ley de Fitts.

El DIÁMETRO medio de los objetivos de las tareas realizadas por los participantes con PC es de 190.71 píxeles (desviación estándar 73.38 píxeles). Por su parte, los participantes sin discapacidad, en promedio, realizaron tareas con un DIÁMETRO de 87.50 píxeles. Los participantes CP1 y CP3 realizaron tareas con un DIÁMETRO igual a las tareas realizadas por los participantes sin discapacidad. El gráfico asociado se puede apreciar en la Figura 4.2b. El índice de dificultad también tiene relación con el DIÁMETRO del objetivo, según la ley de Fitts.

---

<sup>1</sup>El índice de dificultad ha sido definido en la sección de las métricas funcionales, en el apartado que comenta el Throughput, sección 3.4.1.2



## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

---

El índice de dificultad medio (expresado en bits, calculado a partir de DIÁMETRO y AMPLITUD según la Ecuación 3.2) de las tareas realizadas por los participantes con PC es de 0.91 bits (desviación estándar de 0.54 bits) y el de los participantes sin discapacidad, 1.71 bits (desviación estándar 0.34).

*Las tareas de los participantes sin discapacidad han sido más complejas según el índice de dificultad de la Ley de Fitts.*

El número de objetivos por condición (TAREAS) medio para los participantes con PC es de 12.81 (desviación estándar 4.82) y para los participantes sin discapacidad, 17.00. Vemos en la Figura asociada (Figura 4.2c) que los participantes CP1, CP2 y CP3 realizaron tareas con una cantidad de objetivos igual a la de los participantes sin discapacidad.

La variación de las métricas (AMPLITUD, DIÁMETRO, TAREAS) se debe a que la tarea se ajustó a la destreza de los usuarios. No es adecuado exigir a la persona con PC completar tareas complicadas que podrían desmotivarlo, incluso a que realicen tareas menos complejas pero más adecuada a sus capacidades.

*En este sentido se ha decidido adaptar la prueba a las posibilidades del participante.*

### Throughput - TP

En la Figura 4.2d podemos observar el Throughput medio (TP) por participante. Se aprecia que el participante CP3 presenta una desviación estándar alta, relativa a otros participantes de su mismo grupo. En promedio, el Throughput de los participantes con PC es de 0.21 bits/seg, con una desviación estándar de 0.17 bits/seg. El promedio del Throughput de los participantes sin discapacidad es de 0.55 bits/seg, con una desviación estándar de 0.12 bits/seg. Es importante mencionar que debido al tiempo de permanencia del cursor en un área, necesario para realizar el clic, el Throughput desciende con lo que podría ser interesante utilizar un canal más rápido para realizar el clic. Nuestro análisis permite la comparación ya que ambos grupos han realizado las tareas bajo la misma condición de retardo en los clics.

Es importante recordar que el Throughput es una medida tanto de la velocidad como de la precisión del usuario mientras que éste utiliza una interfaz para realizar tareas de alcance al objetivo. La medida del Throughput permite comparar la destreza de grupos de usuarios diferentes mientras que éstos utilizan una misma interfaz y también nos permite medir la variación en el desempeño de un mismo grupo de personas con diferentes interfaces. Es decir, la métrica Throughput nos permite saber que tanto más

## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

---

(o menos) veloces y precisos son los usuarios sin discapacidad respecto a los usuarios con PC y también nos permite saber (en caso de que se realicen adaptaciones a la interfaz IRISCOM) que tanto se modificó la accesibilidad de la interfaz.

*Según la medida del Throughput se puede concluir que los usuarios con PC son menos precisos y veloces que los usuarios sin discapacidad, aproximadamente 2.6 veces.*

El registro de la velocidad y la precisión (Throughput) de los usuarios con PC y sin discapacidad mientras que éstos realizan tareas de alcance al objetivo con la interfaz IRISCOM es un trabajo importante porque si en el futuro se deciden realizar modificaciones a la interfaz será posible comparar y verificar si existe mejoras en la accesibilidad.

### Tasa de error - TE

La tasa de error (TE) de los participantes con PC es de alrededor de 54.3 %, con una desviación estándar de 10.8 %. Por otro lado, 24.6 % es la tasa de error media de los participantes sin discapacidad, con una desviación estándar del orden de 9.87 %. Los sujetos destacados son CP3 y HP1 (por su gran dispersión, relativa a otros participantes de su mismo grupo). En la Figura 4.2e observamos la distribución media de la tasa de error por participante.

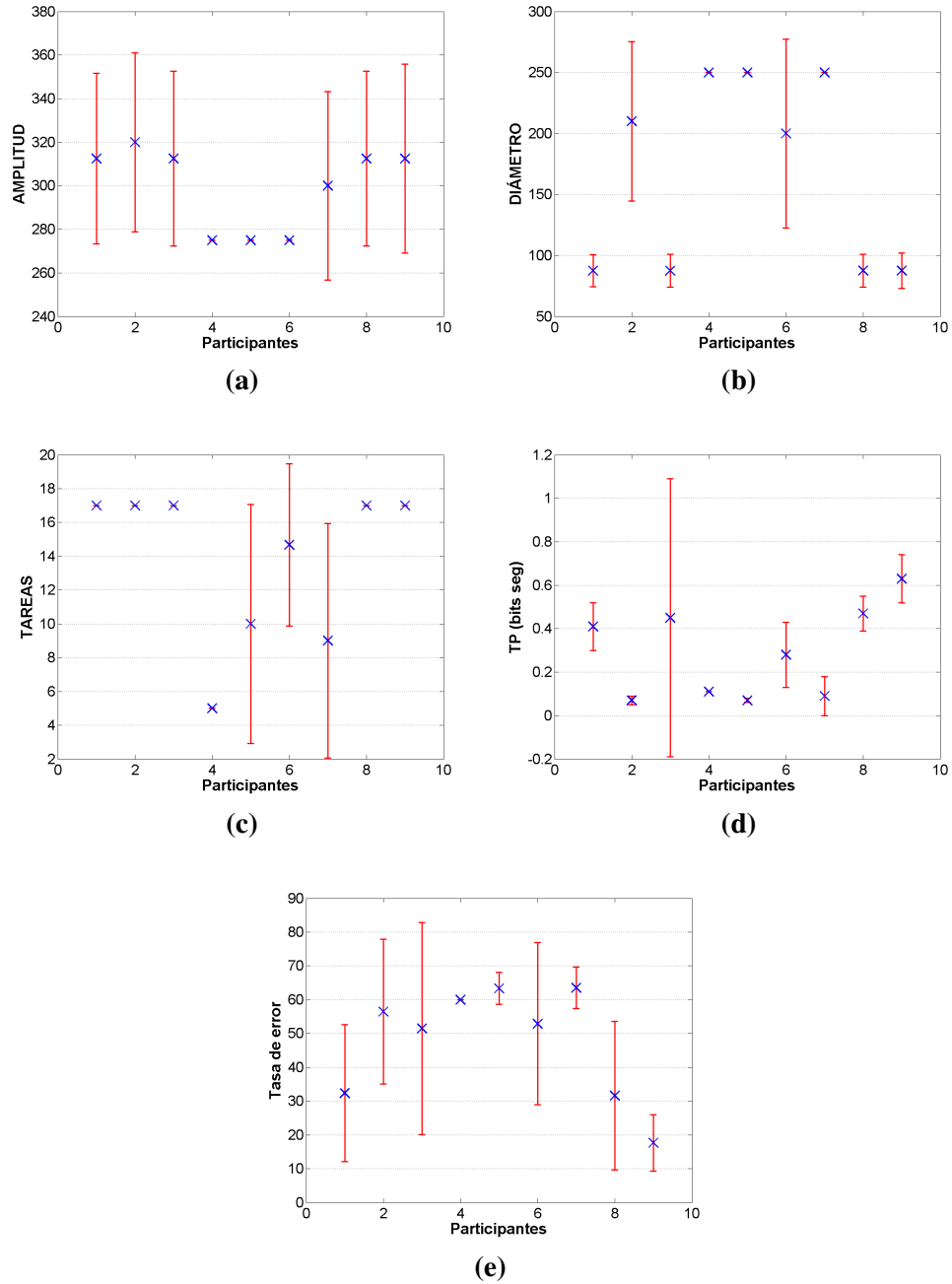
*Los datos señalan que los participantes con PC realizan más del doble de errores que los participantes sin discapacidad.*

Podría llamar la atención al lector la alta tasa de error de los participantes sin discapacidad. Si bien son tareas que podrían considerarse sencillas ya que normalmente realizamos clics y no tenemos tantos fallos (aproximadamente 1 de cada 4 clic fueron errados), es importante tener en cuenta que el uso de la interfaz de seguimiento de iris IRISCOM no es natural al inicio y requiere que el usuario se acostumbre a entender que el cursor se posicionará en el lugar del monitor en el que mire. Se estima que la tasa de error de los participantes sin discapacidad se debe al poco de entrenamiento con el sistema IRISCOM.

### Tiempo de movimiento - TM

La Figura 4.3a representa el tiempo medio que demora cada participante en completar una tarea de alcance de objetivo (TM\_MEAN). En promedio, los participantes con PC se demoran 6918.19 ms en completar una tarea (desviación estándar 2398.21

## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS



**Figura 4.2:** Representaciones gráficas de las métricas Funcionales. (a) Diámetro de separación de los centros de los objetivos - AMPLITUD. (b) Diámetro de los objetivo - DIÁMETRO. (c) Número de objetivos por condición - TAREAS. (d) Throughput por participante - TP. (e) Tasa de error por condición - TE.

#### 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

---

ms) y los participantes sin discapacidad 3012.86 ms con una desviación estándar de 61.84 ms. En la Figura asociada vemos una gran dispersión relativa para los participantes CP3 y CP6.

*Los datos nos señalan que los usuarios con PC demoran más del doble en realizar una tarea de alcance al objetivo que los participantes sin discapacidad. Este hecho es notable, teniendo en cuenta que las tareas son más sencillas respecto a las tareas para las personas sin discapacidad según el índice de dificultad de Fitts.*

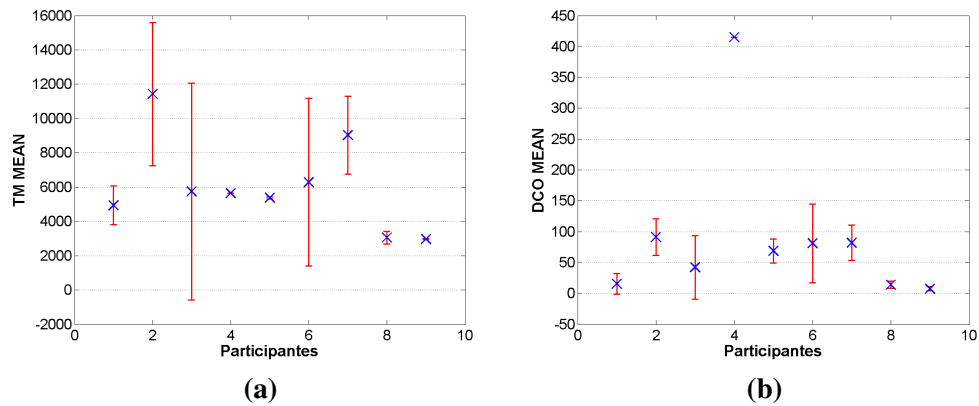
##### **Distancia del clic al objetivo - DCO**

La distancia del clic al objetivo (DCO\_MEAN, medida solo para tareas falladas) de los participantes con PC, en media es de 113.61 píxeles, con una desviación estándar media de 135.53 píxeles. Los participantes sin discapacidad, en promedio realizaron el clic a una distancia de 10.73 píxeles del objetivo, con una dispersión media de 4.54 píxeles. La Figura 4.3b muestra la distribución de las medias con sus respectivas desviaciones. En esta Figura podemos ver que CP4 tiene una media de distancia del clic al objetivo alta respecto a la de su grupo (415.02). Sin CP4 la media de distancia del clic al objetivo es de 50.21 (el valor medio de CP4 aumenta la media un 126.26 %). La distancia del clic al objetivo para las tareas donde el clic fue realizado fuera del área del objetivo es una medida que permite ponderar el error. No es lo mismo un clic a 10 píxeles del área del objetivo que un clic a 100 píxeles del área del objetivo.

*En este sentido, podemos saber mediante los datos que, los usuarios con PC realizan los clics fallados más de 10 veces más alejado del objetivo que los clics fallados realizados por las personas sin discapacidad.*

Es importante también comparar la medida de DCO\_MEAN y DIÁMETRO, para tener una referencia del valor de la distancia del clic al objetivo con respecto al valor del DIÁMETRO del objetivo. Por ejemplo, si el objetivo mide 10 píxeles y el valor de DCO\_MEAN es de 2 píxeles, se considerará diferente que si el valor de DCO\_MEAN es de 20 píxeles. Según los datos, la distancia del clic al objetivo media es de aproximadamente 0.6 veces el valor medio de DIÁMETRO (190.71 píxeles) para los usuarios con PC, o dicho de otra manera, los clics fueron realizados a una distancia del 60 % del valor del diámetro del objetivo. Por otro lado, los participantes sin discapacidad han realizado el clic fuera del objetivo a más de 0.10 veces el valor medio del DIÁMETRO de las tareas (87.50 píxeles), lo que equivale a realizar el clic fuera del área del objetivo a una distancia del 10 % del diámetro del objetivo.

## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS



**Figura 4.3:** Representaciones gráficas de las métricas Funcionales (continuación). (a) Tiempo medio de finalización de las tareas - TM\_MEAN. (b) Distancia del clic al objetivo cuando se realiza un clic fuera del objetivo - DCO\_MEAN.

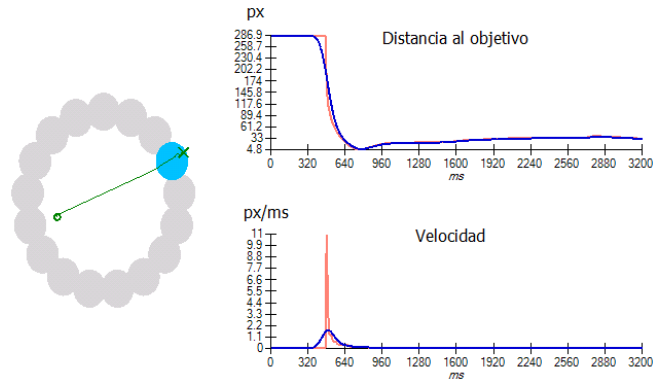
*Con estos datos se puede concluir que la relación entre DCO\_MEAN y DIÁMETRO es mayor para los participantes con PC que los participantes sin discapacidad.*

En los gráficos de la Figura 4.4 podemos observar los distintos caminos que han sido recorridos por los participantes HP1 (Figura 4.4a) y CP3 (Figura 4.4b y Figura 4.4c), representados mediante líneas continuas (verde o roja, según el participante haya realizado el clic dentro o fuera del objetivo). El inicio del camino se representa por un círculo (verde o rojo) y el fin mediante una cruz (verde o roja). A cada camino recorrido se encuentra asociado un par de curvas: Distancia al objetivo (expresado en píxeles) y Velocidad del cursor (expresado en píxeles/ms), ambos en función del tiempo (ms). En las gráficas de Distancia al objetivo y Velocidad del cursor se encuentran representadas dos curvas: una rosada y otra azul. Las curvas rosadas fueron graficadas con los datos de las pruebas y las curvas azules según los modelos del movimiento provenientes de la ley de Fitts.

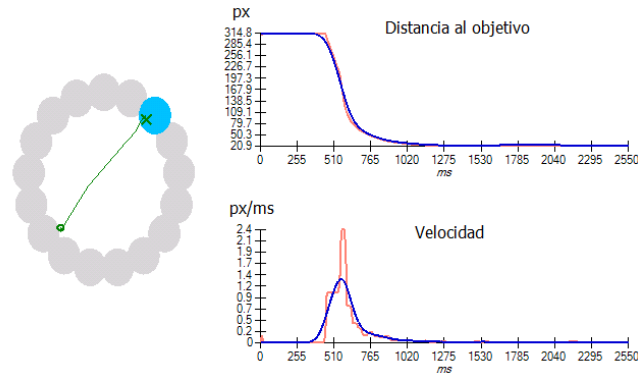
*Tanto la gráfica de Distancia al objetivo como Velocidad responden a modelo de Fitts (curva exponencial y tipo campana respectivamente de color azul).*

Según estos resultados se evidencia que los sujetos sin discapacidad tienen mejor control que los sujetos con PC, con lo que,

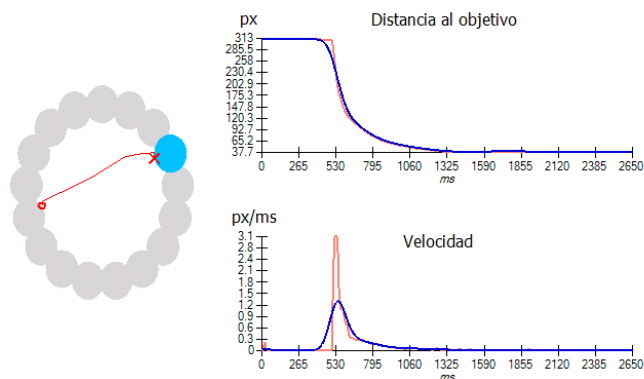
## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS



(a) HP1, CONDICIÓN número 2, AMPLITUD 350, DIÁMETRO 75, TAREA 6, objetivo acertado.



(b) CP3, CONDICIÓN número 2, AMPLITUD 350, DIÁMETRO 75, TAREA 4, objetivo acertado.



(c) CP3, CONDICIÓN número 2, AMPLITUD 350, DIÁMETRO 75, TAREA 6, objetivo fallado.

**Figura 4.4:** Camino recorrido por el cursor a través del sistema IRISCOM (verde clic correcto). El inicio de la tarea se representa con un círculo y el fin con una cruz. Se asocia a cada tarea la representación en el tiempo (ms) de la Distancia al objetivo y la Velocidad (px = píxeles).

## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

---

*las métricas funcionales parecen adecuadas para un análisis comparativo tanto cualitativo como cuantitativo.*

### 4.1.2. Métricas IRISCOM

#### Desviación media - DES

El valor de la desviación media (DES) para los usuarios con PC es de 155.39 píxeles (desviación estándar 136.54 píxeles). Para los usuarios sin discapacidad, el valor medio de DES es de 35.35 píxeles (desviación estándar 7.77 píxeles). Vemos un valor medio de DES alto para el participante CP4 (con una media de 450.12 píxeles). Sin los valores de éste usuario, la DES media para los usuarios con PC es de 106.27 píxeles (desviación estándar 45.86 píxeles). En la Figura 4.7a se ve la representación gráfica de los valores de DES. El valor de DES supone que de las  $N$  muestras totales que incluyen todos los puntos coordinados entre dos objetivos consecutivos, las  $N/2$  muestras inferiores son de acercamiento al objetivo, y que las  $N/2$  muestras superiores son de posicionamiento sobre el objetivo.

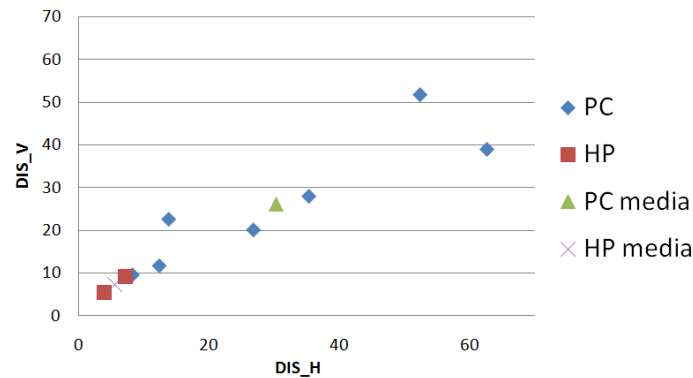
*Los datos señalan que el punto medio del cursor (calculado con las  $N/2$  muestras superiores, las de posicionamiento sobre el objetivo), para los participantes con PC, se encuentra alejado más de 3 veces del centro del objetivo respecto a la distancia para los usuarios sin discapacidad.*

#### Dispersión - DIS

La dispersión horizontal del cursor (DIS\_H), que corresponde a la dispersión horizontal de la dirección de la mirada, señala una media para los usuarios con PC de 30.28 píxeles, con una desviación media de 21.01 píxeles. Los datos de los usuarios sin discapacidad, por su parte, tienen una media de 5.55 píxeles, con una desviación estándar de 2.30 píxeles. En este caso, los usuarios CP7, CP2 y CP4 tienen un valor de dispersión horizontal alto relativo a los usuarios sin discapacidad. En la Figura 4.7b podemos ver un resumen de los valores medios de esta métrica.

En la Figura 4.7c se puede observar el valor medio de la dispersión en el eje vertical (DIS\_V), con unos valores parecidos a los de la dispersión horizontal. Se destacan de nuevo los participantes CP7, CP2 y CP4, con valores altos de DIS\_V. La media de ésta métrica para los usuarios con PC es de 26.11 píxeles, con una desviación estándar de 15.03 píxeles y para los usuarios sin discapacidad de es 7.28 píxeles, con una desviación estándar de 2.51 píxeles.

## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS



**Figura 4.5:** Representación gráfica de la dispersión. Los puntos representan a los participantes (con PC puntos tipo diamante rojos y sin discapacidad puntos cuadrados azules), el eje de abscisas mide la dispersión horizontal (DIS\_H) y el eje de ordenadas mide la dispersión vertical (DIS\_V).

Se ha generado la Figura 4.5, donde se ubicaron puntos que representan a los participantes (con PC puntos tipo diamante azules y sin discapacidad puntos cuadrados rojos) con el eje de abscisas midiendo la dispersión horizontal (DIS\_H) y el eje de ordenadas midiendo la dispersión vertical (DIS\_V). Esta figura es interesante porque permite identificar y comparar visualmente la dispersión de cada grupo de participantes (con PC y sin discapacidad). Los usuarios CP7 (con coordenadas [62.70; 38.98]), CP2 (con coordenadas [52.44; 51.78]), CP4 (con coordenadas [35.39; 28.00]) y CP6 (con coordenadas [26.86 20.11]) son los participantes con medidas de dispersión (tanto DIS\_H como DIS\_V) más alejados del grupo de participantes sin discapacidad (cuadrados rojos).

*Esta gráfica, fruto de los datos experimentales, nos permite concluir que la media de la dispersión conjunta (par coordenado de DIS\_H y DIS\_V) de ambos grupos (sin discapacidad y con PC, representada mediante un triangulo verde y una cruz violeta respectivamente) están claramente separadas una de la otra.*

Existen sin embargo casos particulares, donde la dispersión conjunta es similar en ambos grupos. Citamos por ejemplo el caso de CP1 y HP2, donde los valores son aproximadamente iguales.

Además del análisis comparativo entre los valores de la dispersión de los usuarios con PC y sin discapacidad también se puede plantear una hipótesis si agregamos al análisis el valor de DCO (distancia del clic al objetivo para tareas falladas).



## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

---

*Un valor de DIS y DCO alto por parte de los usuarios con PC implica que éstos no son capaces de centrar la mirada en el objetivo. Esto tiene una implicación directa en la calibración.*

Una calibración corta o también muy larga daría resultados que podrían no reflejar una calibración correcta. Es importante encontrar métodos que permitan una calibración adecuada, con la restricción de que los usuarios con PC tienen dificultades para mantener la mirada en un punto.

En la Figura 4.6 podemos apreciar algunas de las condiciones (con su respectivos valores de AMPLITUD y DIÁMETRO) de las pruebas a las que han sido invitados a participar los usuarios. En estas Figuras se pueden ver las representaciones de las métricas DES (representado mediante una x), DIS\_H (eje horizontal de la elipse azul), DIS\_V (eje vertical de la elipse azul) así como las tareas que han sido acertadas (círculos verdes) y falladas (círculos rojos). Cada objetivo (círculo verde o rojo) tiene en su centro el número de tarea y asociado a éste una cruz con el mismo número, representado el valor de DES.

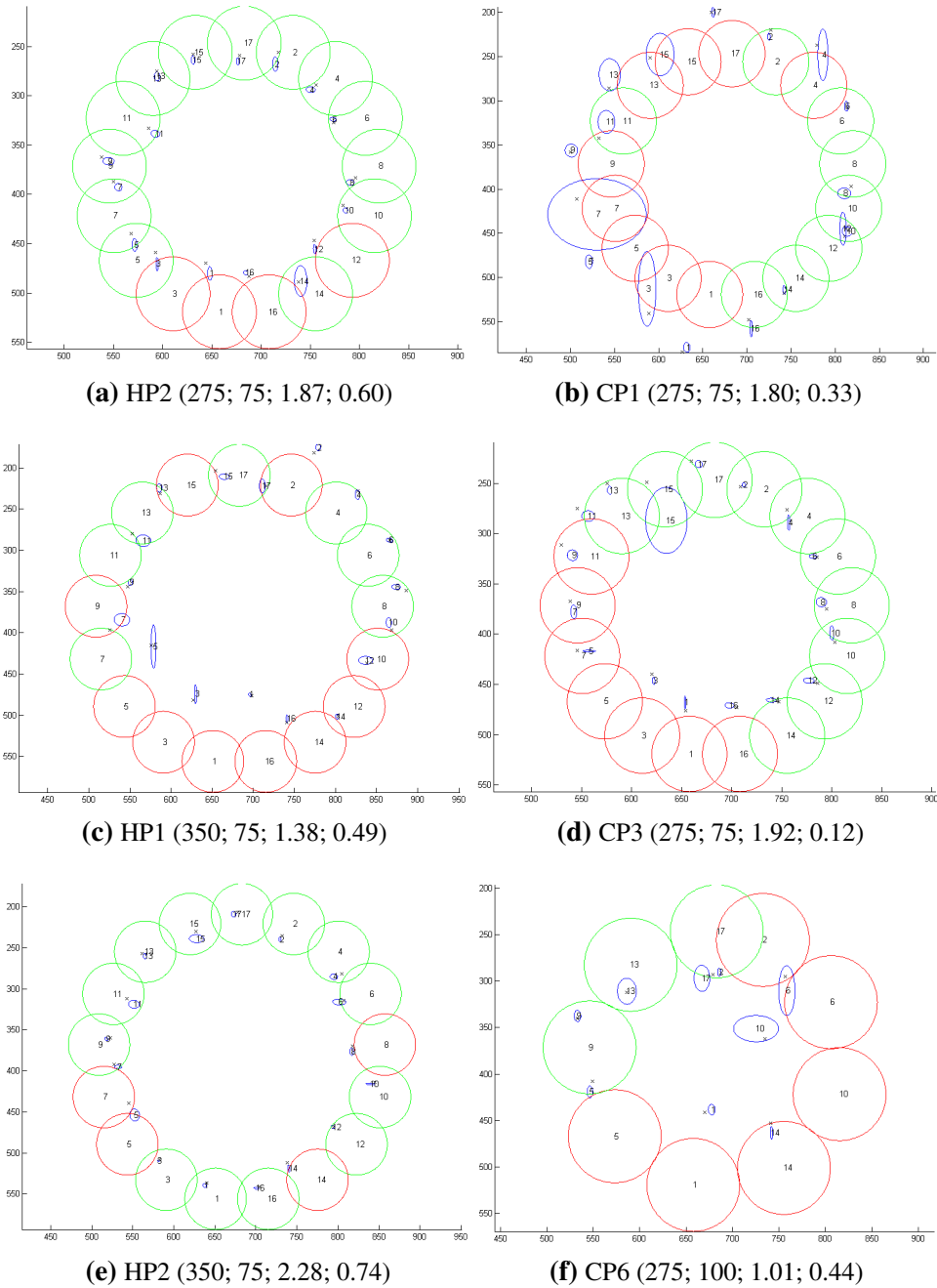
### Frecuencia pico y densidad espectral - FIRIS\_P y FIRIS\_D

Queda claro de nuevo que la dispersión en el movimiento del iris es mayor para personas con PC respecto a aquellos sin discapacidad. Sin embargo, en este punto cabe la pregunta de si esta dispersión mayor relativa se debe a movimientos rápidos del iris debido al control motor involuntario. Para ello, se presenta a continuación un análisis en frecuencia. La Figura 4.7d y la Figura 4.7e representan gráficamente las frecuencias medias a la que se produce la mayor densidad espectral por cada participante en el eje horizontal y vertical respectivamente.

Sobre el eje horizontal, la media de las frecuencias medias a la que se produce la mayor densidad espectral (FIRIS\_P\_MEAN\_X) para los usuarios con PC es del orden de 0.25 Hz, con una desviación estándar de 0.27 Hz y para los usuarios sin discapacidad la media es de 0.19 Hz, con una desviación media de 0.06 Hz. Vemos que el usuario CP4 tiene un valor alto de frecuencia pico, con una media de 0.85 Hz. Este valor, como se puede ver en la Figura 4.7d, se encuentra lejos de la media de su grupo (los participantes con PC).

Sobre el eje vertical, la media de las frecuencias medias a la que se produce la mayor densidad espectral (FIRIS\_P\_MEAN\_Y) para los usuarios con PC es del orden de 0.28 Hz, con una desviación estándar de 0.39 Hz y para los usuarios sin discapacidad la media es de 0.19 Hz, con una desviación media de 0.05 Hz. Vemos que el usuario CP4 tiene un valor alto de frecuencia pico también sobre este eje, con una media de 1.17 Hz. Quizás los movimientos rápidos están causados por los movimientos balísticos en los miembros superiores asociados a CP4 (ver Tabla 3.2, perfil de CP4). Este

## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS



**Figura 4.6:** Representación gráfica de los parámetros DES, DIS\_H y DIS\_V, así como las tareas falladas y acertadas para una condición dada. Debajo de la sub-figura, los datos de la condición se leen: Usuario (AMPLITUD; DIÁMETRO; ID; TP).

## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

---

valor, como se puede ver en la Figura 4.7e asociada, se encuentra lejos de la media de su grupo, los participantes con PC.

La conclusión que se puede realizar a través de estos datos en el dominio de la frecuencia, teniendo en cuenta la frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral, es que,

*el valor de la frecuencia pico en ambos ejes y para ambos grupos de participantes (con PC y sin discapacidad) es bastante similar. Esta característica de los usuarios con PC imposibilita la implementación directa de filtros rechaza banda para identificar los movimientos del iris voluntarios de los involuntarios.*

Para reconocer los movimientos voluntarios serán necesarias otras estrategias, basadas en otras características.

Otro análisis realizado en el dominio de la frecuencia tiene relación con la banda de frecuencia que contiene el 75 % de la densidad espectral total, como indicador de la dispersión de la densidad espectral. La Figura 4.8a y la Figura 4.8b representan la media de las bandas de frecuencia que contiene el 75 % de la densidad espectral total por cada participante, tanto sobre el eje horizontal como sobre el eje vertical, respectivamente.

Sobre el eje horizontal, la media de las bandas de frecuencia que contiene el 75 % de la densidad espectral total (FIRIS\_D\_MEAN\_X) para los usuarios con PC es de 4.03 Hz, con una desviación estándar de 0.82 Hz. Por otro lado, la media para los usuarios sin discapacidad es de 4.09 Hz, con una desviación estándar en sus medidas de 0.23 Hz. Se destaca el participante CP4, por su alto valor medio (5.62 Hz), el cual es probablemente debido al perfil asociado de éste (movimientos balísticos en los miembros superiores). También se destaca el usuario CP2, por su bajo valor medio relativo, probablemente relacionado al cuadro hipotónico que lo describe.

Sobre el eje vertical, la media de las bandas de frecuencia que contiene el 75 % de la densidad espectral total (FIRIS\_D\_MEAN\_Y) para los usuarios con PC es de 3.99 Hz, con una desviación estándar de 0.85 Hz. Los usuarios sin discapacidad, por su lado, presentan una media de 4.08 Hz, con una desviación estándar de 0.17 Hz. Se destaca en este análisis el participante CP4, por la desviación de su valor medio respecto a los valores medios de los otros participantes de su mismo grupo (5.625 Hz). Es probablemente que este hecho se deba a los movimientos balísticos de los miembros superiores asociados a su perfil (al igual que ocurre sobre el eje horizontal). También se destaca el usuario CP2, por su bajo valor medio relativo, probablemente relacionado al cuadro hipotónico que lo describe (al igual que ocurre sobre el eje horizontal).

Este análisis realizado en el dominio de la frecuencia, para medir la banda que contiene el 75 % de la densidad espectral total, como indicador de la dispersión de la densidad espectral, nos señala mejor (comparado con el indicador de la frecuencia

## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

---

pico), en algunos casos (CP2 y CP4), los perfiles de las personas con PC (hipotonía o hipertonía). Es decir,

*según los datos expuestos algunos perfiles, se pueden distinguir con el análisis de la métrica FIRIS\_D\_MEAN mejor que con el análisis de FIRIS\_P\_MEAN, ambas expresadas en el dominio de la frecuencia.*

Los sujetos sin discapacidad tiene mejor control que los sujetos con PC, según el análisis planteado basado en los datos de las pruebas, con lo que

*las métricas relativas al sistema IRISCOM parecen adecuadas para un análisis comparativo tanto cualitativo como cuantitativo.*

### 4.1.3. Métricas ENLAZA<sup>1</sup>

#### Rango de movimiento - ROM

El primer gráfico respecto a los movimientos de la cabeza se puede ver en la Figura 4.9a. En este gráfico se representa el ROM\_MEAN\_F, el movimiento frontal de la cabeza. Vemos que los rangos máximos son bastante variados. En media, los usuarios con PC tienen un ROM igual a  $39.44^\circ$ , con una desviación estándar de  $28.48^\circ$ . Por otro lado, los usuarios sin discapacidad tienen un ROM igual a  $3.45^\circ$ , con una desviación estándar de  $0.76^\circ$ . Vemos que el usuario CP5 tiene una media ( $5.77^\circ$ ) similar a la media de HP1.

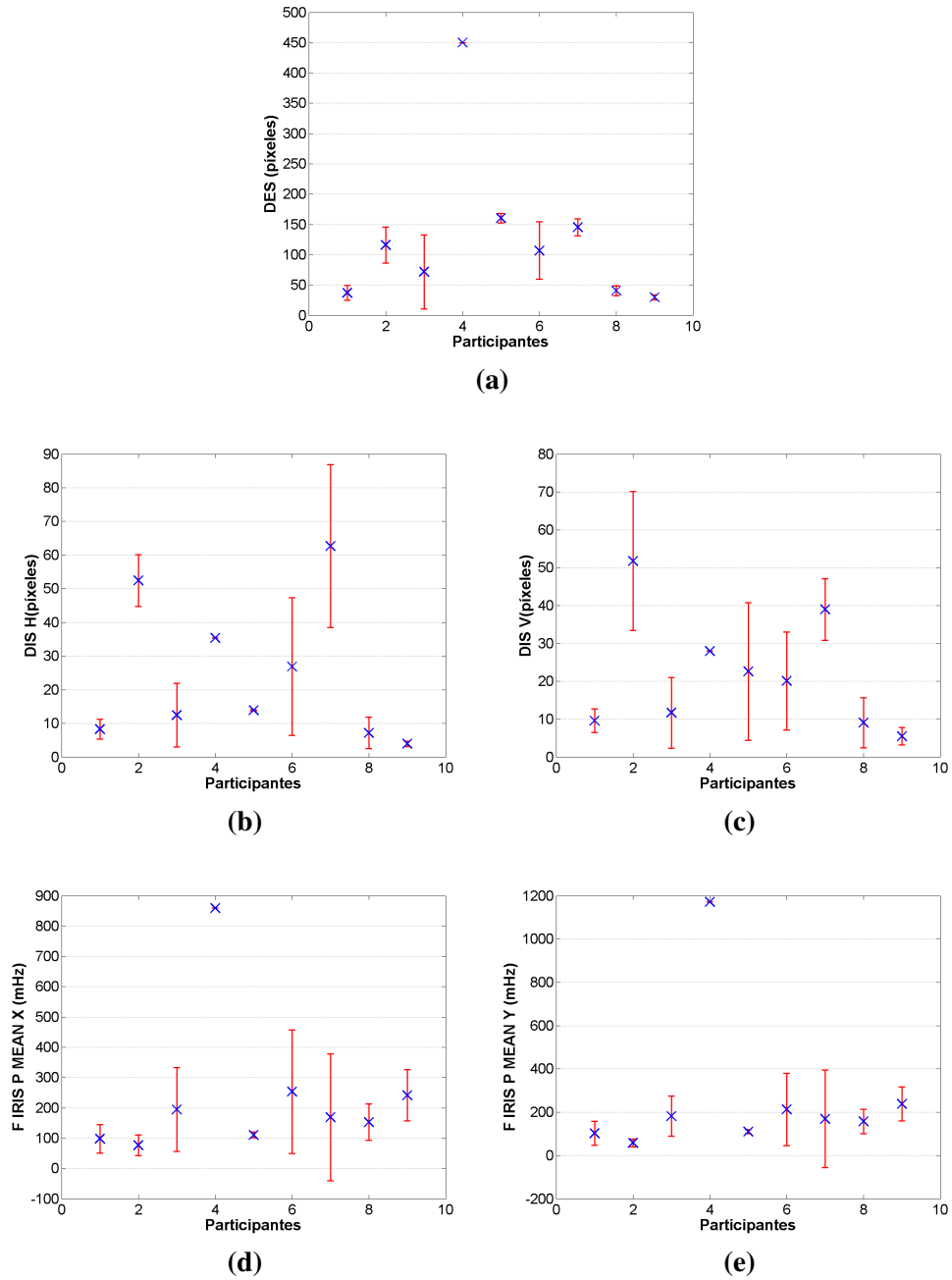
El segundo gráfico respecto a los movimientos de la cabeza se puede ver en la Figura 4.9c. En este gráfico se representa el movimiento transversal de la cabeza de los participantes de las pruebas, ROM\_MEAN\_T. En media,  $66.04^\circ$  es el movimiento de los usuarios con PC, con una desviación estándar de  $62.30^\circ$ . Los usuarios sin discapacidad, en media, realizan un movimiento de  $6.40^\circ$ , con una desviación estándar de  $3.62^\circ$ . De nuevo vemos usuarios con PC con ROM similar al del usuario sin discapacidad (CP5 y CP6). Para este caso particular, los valores del ROM transversal llegan a valores altos de media de hasta  $180^\circ$  (CP4), y desviación estándar altas de hasta casi  $80^\circ$  (CP7).

Los movimientos sagitales de la cabeza se encuentran representados en la Figura 4.9e (ROM\_MEAN\_S). Según los datos,  $29.23^\circ$  es la media de los movimientos sobre este plano para los usuarios con PC, con una desviación estándar de  $19.09^\circ$ . Por otro

---

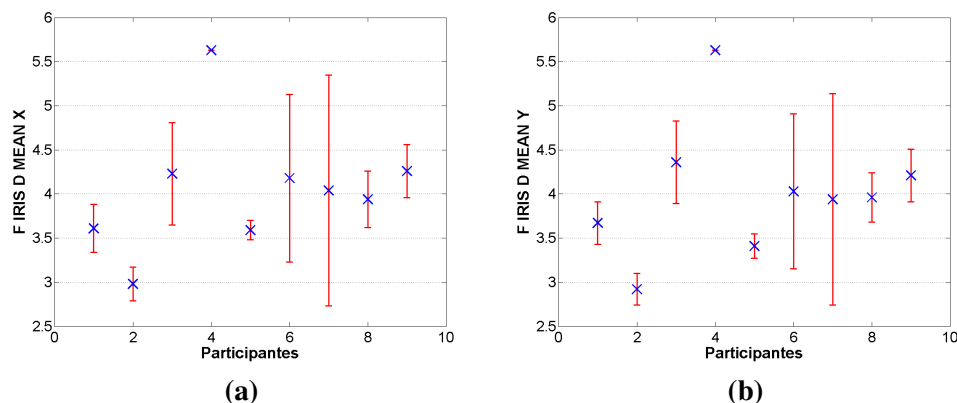
<sup>1</sup>Ha sido posible realizar una análisis comparativo con los valores de los participantes CP1, CP2, CP3, CP4, CP5, CP6, CP7 y HP1. Problemas técnicos han impedido realizar el análisis con HP2.

## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS



**Figura 4.7:** Representaciones gráficas de las métricas IRISCOM. (a) Distancia media entre la posición media y el centro del cursor - DES. (b) y (c) Desviación estándar de las coordenadas del cursor en una tarea de alcance al objetivo en los ejes horizontal - DIS\_H - y vertical - DIS\_V. (d) y (e) Frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral en el eje horizontal - F\_IRIS\_P\_MEAN\_X - y en el eje vertical - F\_IRIS\_P\_MEAN\_Y.

## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS



**Figura 4.8:** Representaciones gráficas de las métricas IRISCOM (continuación). (a) y (b) Banda de frecuencia que contiene el 75 % de la densidad espectral total en el eje horizontal - F\_IRIS\_D\_MEAN\_X - y en el eje vertical - F\_IRIS\_D\_MEAN\_Y.

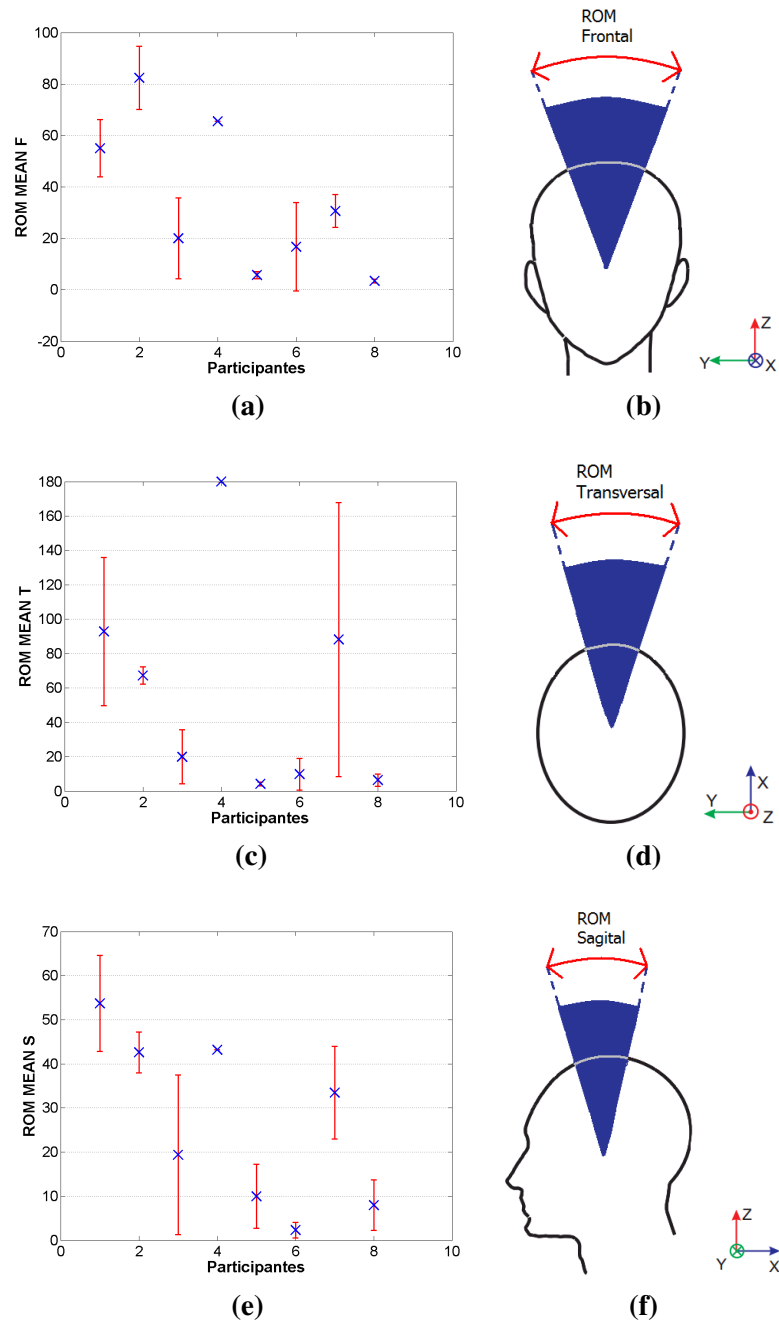
lado, los usuarios sin discapacidad presentan un ROM sagital medio de  $7.96^\circ$ , con una desviación estándar de  $5.76^\circ$ . El ROM sagital del usuario HP1 tiene la mayor desviación estándar respecto a los otros planos de rotación (frontal y transversal). La media del ROM sagital de HP1 es mayor a la del usuario CP6 y un poco menor que el de CP5.

*Tanto el ROM frontal como el transversal y el sagital son altamente variables entre todos los participantes con PC. No parece existir un ROM específico característico para los usuarios con PC, ni tampoco parece existir una relación estricta entre el ROM y el perfil de los participantes con PC. Comparativamente se puede concluir que los usuarios con PC tienen en general mayor ROM que los usuarios sin discapacidad. Es importante comentar que el ROM está directamente relacionado con la capacidad para mantener la postura, lo que tiene una implicación directa con la medida del sensor de IRISCOM*

En la Figura 4.10 podemos apreciar el ROM de dos participantes HP1 y CP1 (primera y segunda columna respectivamente), durante una condición entera. Se ha graficado el ROM en los tres planos correspondientes: frontal (primera fila), transversal (segunda fila) y transversal (tercera fila). Cada sub-figura tiene etiquetada el DIÁMETRO, la AMPLITUD y el plano según el siguiente formato: Participante (AMPLITUD; DIÁMETRO; PLANO).

La Figura 4.11 nos permite observar el comportamiento de los ángulos de Euler en el tiempo (expresados en segundos). Se presenta el comportamiento de dos participantes, los mismos que fueron representados gráficamente en la Figura 4.10: HP1 (a)

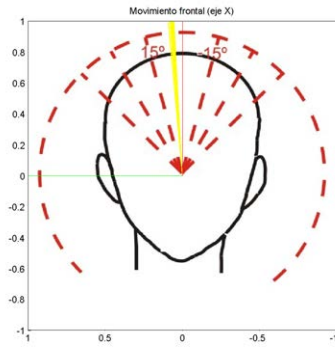
## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS



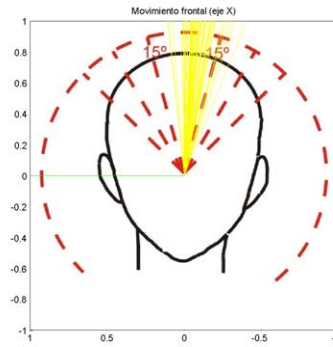
**Figura 4.9:** Representaciones gráficas de las métricas Enlaza. Los movimientos de las sub-figuras (a), (c) y (e) son representadas esquemáticamente en las sub-figuras (b), (d) y (f) respectivamente para mayor claridad del lector, no representan valores numéricos.

## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

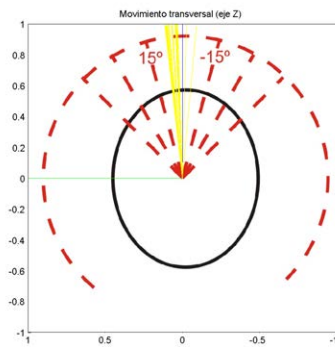
---



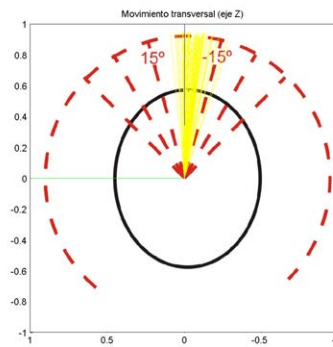
(a) HP1 (350; 100; Frontal).



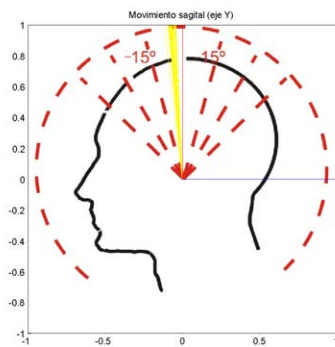
(b) CP1 (350; 100; Frontal).



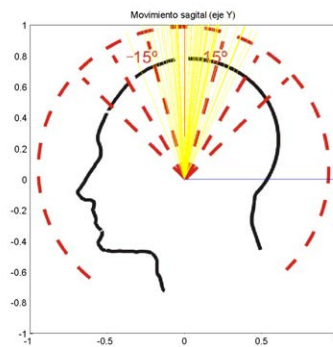
(c) HP1 (350; 100; Transversal).



(d) CP1 (350; 100; Transversal).



(e) HP1 (350; 100; Sagital).

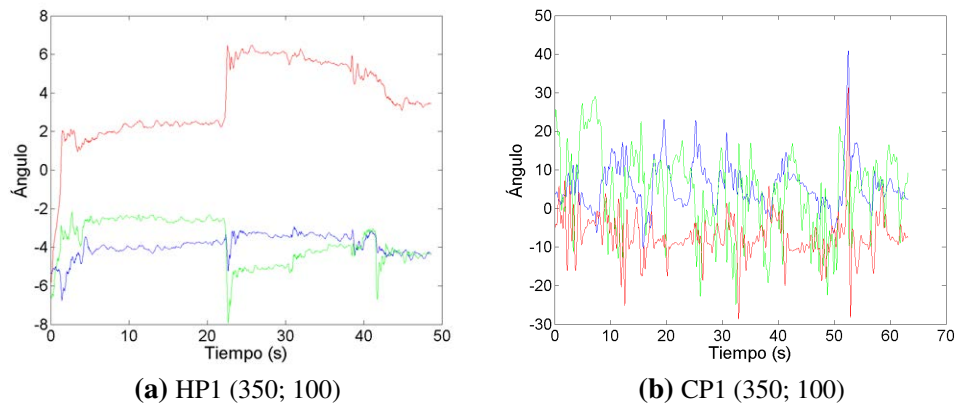


(f) CP1 (350; 100; Sagital).

**Figura 4.10:** ROM de una condición entera realizada por los participantes HP1 (columna izquierda) y CP1 (columna derecha) graficada en los tres diferentes planos: frontal (primera fila), transversal (segunda fila) y sagital (tercera fila). Los sub-títulos de la figura deben ser leídas como: Participante (AMPLITUD; DIÁMETRO; PLANO).



## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS



**Figura 4.11:** Representación en el tiempo (eje horizontal, en segundos) de los ángulos de Euler frontal (azul), sagital (verde) y transversal (rojo) de dos participantes: HP1 y CP1. Se ha graficado los ángulos para una condición entera. Las etiquetas de las figuras deben leerse como: Participante (AMPLITUD; DIÁMETRO).

y CP1 (b). Las etiquetas de las sub-figuras permiten conocer las características de la condición de la prueba, la cual se debe leer de la siguiente forma: Participante (AMPLITUD; DIÁMETRO). En la Figura podemos ver que los movimientos del participante CP1 tiene componentes de frecuencia más altas que los movimientos del participante HP1.

### Relación ROM/DIS - ROM\_DIS

Se busca medir la relación entre los movimiento de la cabeza sobre el plano transversal con los movimientos oculares relativos a los movimientos horizontales del cursor expresada a través de la métrica ROM\_DIS\_H. La métrica utilizada para tal objetivo se representa en la Figura 4.12a. Esta métrica es útil sobre todo para realizar un análisis comparativo, más que como una medida absoluta. La media para el grupo de usuarios con PC es de  $3.35^{\circ}/px$ , con una desviación estándar de  $4.64^{\circ}/px$ . Por otro lado, los usuarios sin discapacidad tienen una media de  $0.57^{\circ}/px$ , con una desviación estándar de  $0.81^{\circ}/px$ . Vemos en la Figura asociada que la relación es bastante similar para los usuarios con PC CP2, CP3, CP5, CP6 y CP7. Sin embargo, CP1 tiene una relación mayor respecto a la media de otros participantes con PC.

*Estos datos nos indican que la relación entre el movimiento de la cabeza y el movimiento del cursor es mayor para los usuarios con PC en el plano transversal*

También se busca medir la relación entre los movimientos de la cabeza sobre el plano sagital con los movimientos oculares relativos a los movimientos verticales del

## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

---

cursor (ROM\_DIS\_V). La métrica utilizada para tal objetivo se representa en la Figura 4.12c. Esta métrica es útil sobre todo para realizar un análisis comparativo, más que como una medida absoluta, al igual que la métrica ROM\_DIS\_H. La media de esta métrica para los usuarios con PC es de  $1.65^{\circ}/px$ , con una desviación estándar de  $2.06^{\circ}/px$  y la media para los usuarios sin discapacidad es de  $0.53^{\circ}/px$  con una desviación estándar de  $0.75^{\circ}/px$ . El participante que se destaca es el usuario CP1 por su alto valor medio ( $6.12^{\circ}/px$ ).

*Estos datos nos indican que la relación entre el movimiento de la cabeza y el movimiento del cursor es mayor para los usuarios con PC en el plano sagital.*

Los valores de las métricas ROM\_DIS\_H y ROM\_DIS\_V para los usuarios con PC son mayores respecto a los valores para los usuarios sin discapacidad, sin embargo

*ROM\_DIS\_V parece tener un valor más equitativo (más centro con respecto a la media) en ambos grupos, respecto a ROM\_DIS\_H.*

Es probable que esto se deba a las medidas de CP1, quien sube el valor de la media en ambas relaciones.

### Frecuencia pico y densidad espectral - FEN\_PICO y FEN\_DIS

Se realizó un análisis en el dominio de la frecuencia con los datos capturados por el ENLAZA. Se calculó la media de la frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral sobre el plano frontal (métrica FEN\_PICO\_F), transversal (métrica FEN\_PICO\_T) y sagital (métrica FEN\_PICO\_S) por participante y por grupo (con PC y sin discapacidad).

Los participantes de las pruebas con PC presentaron mayor densidad espectral sobre el plano frontal (FEN\_PICO\_F) en media a los 34.55 mHz, con una desviación estándar de 12.04 mHz. Los usuarios sin discapacidad, por su parte, presentan en media una mayor densidad espectral sobre el plano frontal a los 16.78 mHz, con una desviación estándar de 6.32 mHz. Los usuarios CP1 y CP3 se destacan por la gran desviación relativa de sus medidas respecto a los otros usuarios de su mismo grupo. En la Figura 4.13a se presentan los resultados de este análisis sobre el plano frontal.

En la Figura 4.13c se presentan los resultados del análisis en el dominio de la frecuencia sobre el plano transversal (FEN\_PICO\_T). La media de la frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral sobre el plano transversal para el caso de los usuarios con PC es de 55.79 mHz, con una desviación estándar de 37.06 mHz y la media para los usuarios sin discapacidad es de 18.31 mHz, con una desviación estándar

## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

---

de 10 mHz. Para el caso del plano transversal, se destaca el usuario CP1 por sus valores altos de desviación estándar relativos a los valores de su mismo grupo.

La Figura 4.13e representa los valores de la frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral sobre el plano sagital (FEN\_PICO\_S). La FEN\_PICO\_S media para los usuarios con PC es de 45.21 mHz (desviación estándar de 27.79 mHz). Para los usuarios sin discapacidad, los datos señalan una media de 16.78 mHz (desviación estándar de 9.08 mHz). El usuario destacado para el caso del plano sagital es CP3 debido al alto valor que presenta su desviación estándar respecto a los valores de otros participantes de su mismo grupo.

*Los datos respecto a la frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral nos permiten concluir que ambos grupos (usuarios con PC y sin discapacidad) tienen el valor de FEN\_PICO muy próximos entre sí. No es posible discriminar claramente las frecuencias pico de cada grupo ya que son similares, en cada uno de los planos frontal, sagital y transversal. Esto no implica que la cabeza no se mueve, (ya que existen usuarios con PC con movimiento continuo de la cabeza), sino que los movimientos que se producen, tanto en usuarios con PC como en los usuarios sin discapacidad, tienen una frecuencia central muy similar.*

La banda de frecuencia que contiene el 75 % de la densidad espectral total, como indicador de la dispersión de la densidad espectral también fue calculado dentro del análisis en el dominio de la frecuencia. Este análisis fue realizado en los tres planos ya expuestos: frontal (FEN\_DIS\_F), transversal (FEN\_DIS\_T) y sagital (FEN\_DIS\_S).

Se presenta primero el análisis de la banda que contiene el 75 % de la densidad espectral total en el plano frontal. Para este caso, los participantes con PC, en promedio tienen un valor de FEN\_DIS\_F igual a 1.73 Hz, con una desviación estándar de 0.64 Hz. Por su parte, se observa que los participante sin discapacidad tienen en promedio 2.32 Hz de ancho de banda, con una desviación estándar de 0.88 Hz. La Figura 4.13b representa las distribución de los valores por cada participante estudiado. El sujeto que se destaca en este análisis es CP3, por su alta desviación estándar en sus medidas (2.53 Hz).

El análisis de la banda que contiene el 75 % de la densidad espectral total en el plano transversal señala que los usuarios con PC, en media, tienen un ancho de banda igual a 3.44 Hz, con una desviación estándar de 2.57 Hz. Los usuarios sin discapacidad, por su parte, arrojan un ancho de banda media de 2.09 Hz, con una desviación estándar de 1.38 Hz. Se asocia a estos datos la Figura 4.13d, donde se puede ver un valor notable para el participante CP4, con una media de 8.91 Hz, alta respecto a la media del grupo con PC y sin discapacidad.

Para finalizar el análisis en el dominio de la frecuencia, se presentan los datos de FEN\_DIS\_S. En la Figura 4.13f se puede apreciar la distribución de las medias por

#### 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

---

participante. Un análisis de estos datos según el tipo de participantes señala que: los usuarios con PC tienen en promedio un ancho de banda asociado de 2.23 Hz (desviación estándar de 1.34 Hz) y que los usuarios sin discapacidad presentan un ancho de banda igual a 2.08 Hz (desviación estándar igual a 0.93 Hz). En este análisis, se destacan los usuarios CP6 y CP3, por su valor alto de desviación estándar (2.47 Hz y 2.60 Hz, respectivamente).

*Al igual que con la frecuencia pico FEN\_PICO, con la banda de frecuencias FEN\_DIS, según los datos, se puede concluir que la dispersión en el dominio de la frecuencia no permite discriminar entre el grupo de usuarios con PC y sin discapacidad, en ninguno de los tres planos. En otras palabras, mirando las Figuras de FEN\_DIS no podríamos saber si corresponden a un participante con PC o sin discapacidad.*

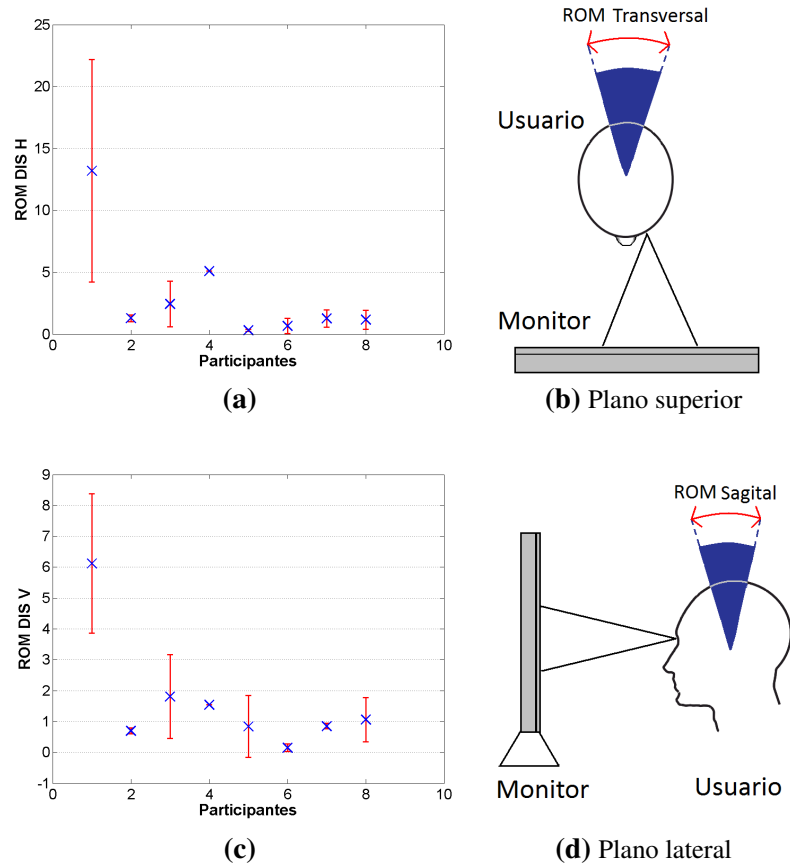
La Figura 4.14 presenta una comparación gráfica del espectro de frecuencia de dos representantes de cada grupo de participantes: HP1 (columna de la izquierda) y CP1 (columna de la derecha) en los planos frontal, transversal y sagital. CP1 se caracteriza por un tono cervical hipertónico, lo que se refleja en una dispersión de la densidad espectral más ancha respecto al usuario sin discapacidad. La gráfica nos muestra que ambos participantes (HP1 y CP1) comparten parte de la densidad espectral con mayor intensidad.

Se ha realizado una gráfica, la Figura 4.15, donde se ubicaron puntos coordinados según la siguiente relación: el eje de abscisas representa los valores de ROM\_MEAN transversal (ROM\_MEAN\_T) y sagital (ROM\_MEAN\_S) y se encuentra expresado en grados; el eje de ordenadas representa el valor de DIS (horizontal y vertical: DIS\_H y DIS\_V) y se encuentra expresado en píxeles. Los resultados de esta Figura permiten observar la agrupación de las distribuciones por participante, según sus datos medios de ROM y DIS. Podemos ver que CP4, con un punto con coordenadas [179.99; 35.39], se aleja bastante del grupo, al igual que CP7, con coordenadas [88.16; 62.70] y CP1, con coordenadas [92.84; 8.31]. En la Figura también se ha señalado el valor medio de los participantes con PC.

Según los datos aportados se puede concluir que los sujetos sin discapacidad tiene mejor control que los sujetos con PC, con lo que

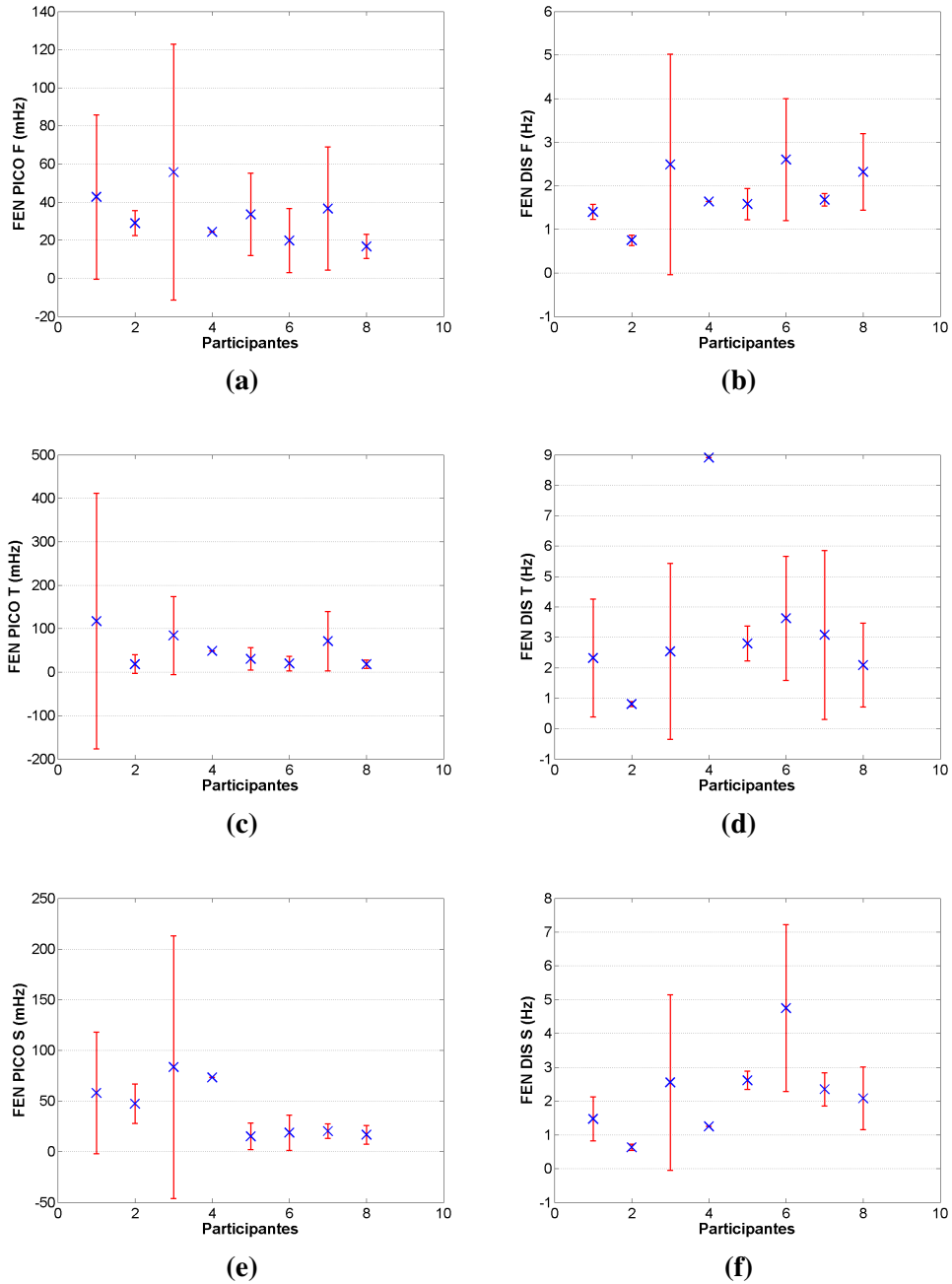
*las métricas relativas al sistema ENLAZA parecen adecuadas para un análisis comparativo tanto cualitativo como cuantitativo.*

## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS



**Figura 4.12:** Representaciones gráficas de las métricas Enlaza (continuación). (a) Relación entre el rango de movimiento transversal y la dispersión del cursor horizontal - ROM\_DIS\_H. (b) Relación entre el rango de movimiento sagital y la dispersión vertical - ROM\_DIS\_V.

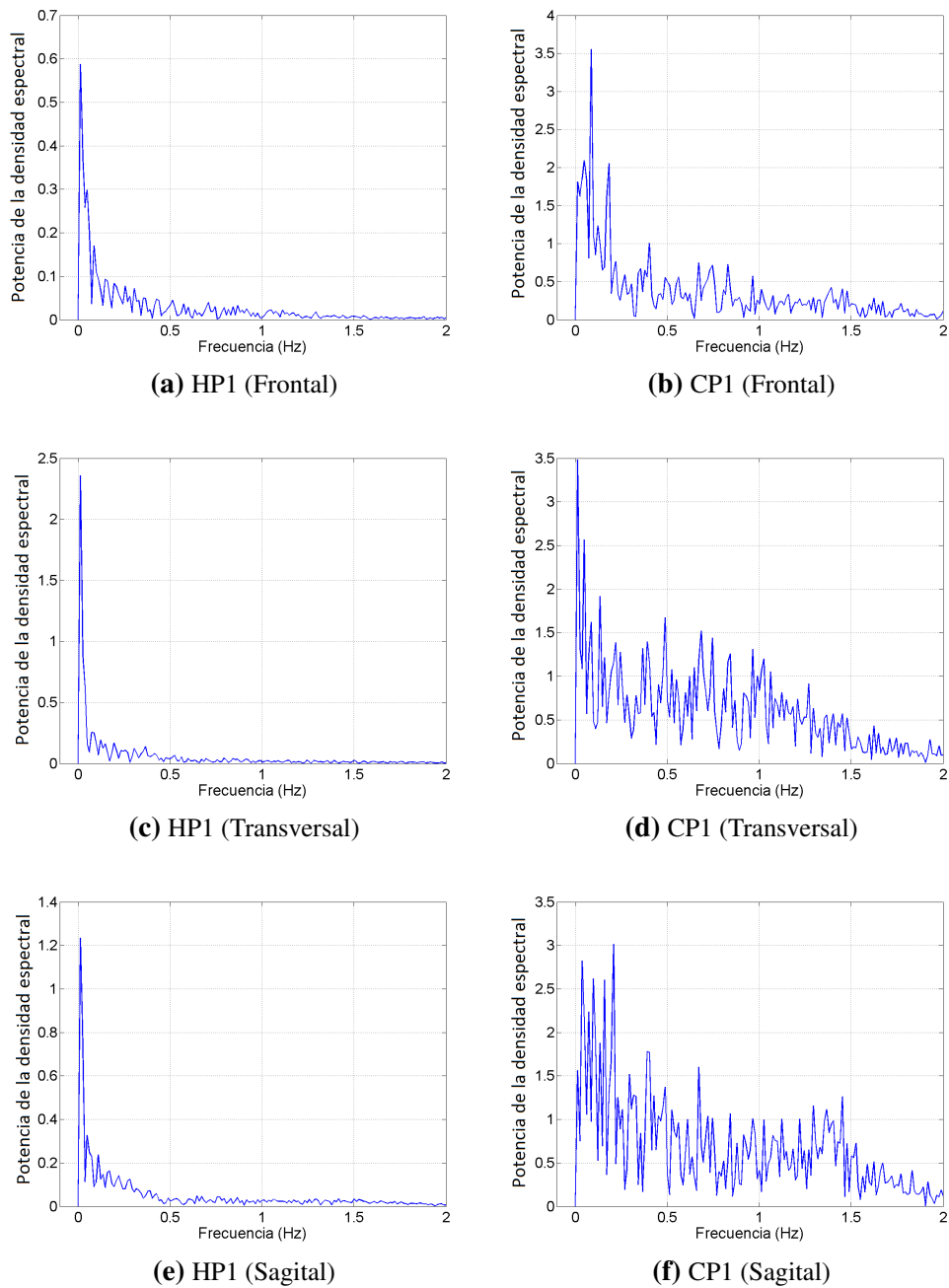
## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS



**Figura 4.13:** Representaciones gráficas de las métricas Enlaza (continuación). (a), (c) y (e) Frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral en los ejes frontal, transversal y sagital. (b), (d) y (f) Banda de frecuencia que contiene el 75 % en los ejes frontal, transversal y sagital.

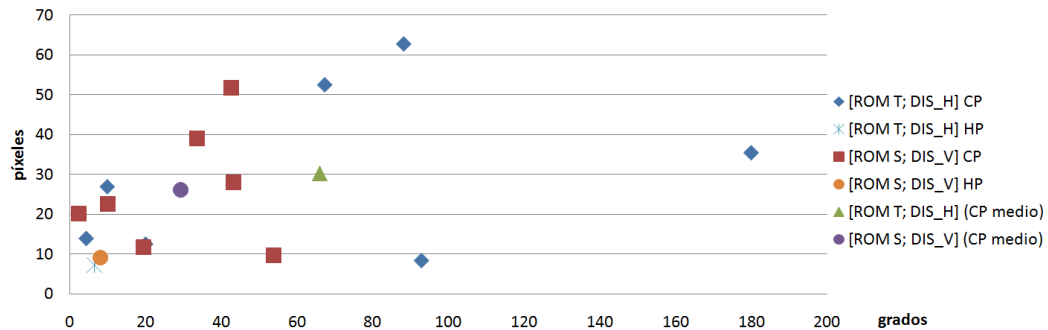
#### 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

---



**Figura 4.14:** En las figuras de la izquierda se puede ver el espectro de frecuencias de HP1, y en la columna de la derecha el espectro de frecuencias de CP1 (tono cervical hipertónico extensor).

## 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS



**Figura 4.15:** Distribución de los puntos coordenados de los 7 participantes con PC y del participante sin discapacidad, con los puntos ordenados según: ROM\_DIS [x = ROM\_MEAN; y = DIS].

### 4.2. Resultados generales de las métricas

La Tabla 4.1 resume las medias de las métricas presentadas anteriormente de los participantes con PC y sin discapacidad, como así también como las desviaciones estándar de las medidas y las unidades de medida respectivas. Para la lectura ágil se ha decidido volver a presentar la Tabla 4.2 donde se puede leer una pequeña definición de las métricas mencionadas.

### 4.3. Conclusiones del capítulo

Se han realizado pruebas con personas con PC y sin discapacidad, las cuales proveyeron de gran cantidad de datos. Estos datos han sido procesados y se han extraído valores de las métricas definidas en el capítulo anterior. Estas métricas se encuentran expresadas en el dominio de la frecuencia, temporal, espacial y funcional. Estos valores permiten caracterizar a los usuarios con PC y sin discapacidad, además de comparar las relaciones entre estos dos grupos. Las principales métricas son expuestas en la Tabla 4.1, con los valores medios y desviación estándar de cada grupo de participantes, además de las unidades de medida respectivas.

Las tareas de los participantes sin discapacidad han sido más complejas según el índice de dificultad de la Ley de Fitts. La AMPLITUD y el DIÁMETRO de los objetivos han sido mayores para los usuarios sin discapacidad. Este hecho fue premeditado ya que se ha decidido adaptar la prueba a las posibilidades del participante. Además, tanto la gráfica de Distancia al objetivo como Velocidad, responden a modelo de Fitts (curva exponencial y tipo campana respectivamente).

Se ha presentado el Throughput, medida estándar que cuantifica la calidad de un



#### 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

Funcionales						
	Métrica	Promedio		Desviación estándar		Unidad de medida
		PC	HP	PC	HP	
1	AMPLITUD	295.71	312.50	20.24	0.00	píxeles
2	DIÁMETRO	190.71	87.50	73.38	0.00	píxeles
3	TAREAS	12.81	17.00	4.82	0.00	cantidad de
4	TP	0.21	0.55	0.17	0.12	bits/seg
5	TE	0.54	0.25	0.11	0.10	%
6	TM_MEAN	6918.19	3012.86	2398.21	61.85	mseg
7	DCO_MEAN	148.18	33.63	101.60	7.63	píxeles
IRISCOM						
	Métrica	Promedio		Desviación estándar		Unidad de medida
		PC	HP	PC	HP	
8	DES	155.39	35.35	136.54	7.77	píxeles
9	DIS_H	30.29	5.56	21.02	2.30	píxeles
10	DIS_V	26.11	7.29	15.03	2.52	píxeles
11	F_IRIS_P_MEAN_X	251.76	197.11	274.91	62.45	mHz
12	F_IRIS_P_MEAN_Y	286.77	197.83	393.87	57.38	mHz
13	F_IRIS_D_MEAN_X	4.04	4.10	0.83	0.23	Hz
14	F_IRIS_D_MEAN_Y	3.99	4.09	0.86	0.18	Hz
ENLAZA						
	Métrica	Promedio		Desviación estándar		Unidad de medida
		PC	HP	PC	HP	
15	ROM_MEAN_F	39.44	3.46	28.49	0.76	grados
16	ROM_MEAN_T	66.05	6.40	62.31	3.63	grados
17	ROM_MEAN_S	29.23	7.96	19.09	5.76	grados
18	ROM_DIS_H	3.35	0.58	4.65	0.82	grados/píxeles
19	ROM_DIS_V	1.66	0.53	2.06	0.75	grados/píxeles
20	FEN_PICO_F	34.55	16.78	12.04	6.32	mHz
21	FEN_PICO_T	55.79	18.31	37.06	9.23	mHz
22	FEN_PICO_S	45.21	16.78	27.79	9.08	mHz
23	FEN_DIS_F	1.73	2.32	0.64	0.88	Hz
24	FEN_DIS_T	3.44	2.09	2.57	1.38	Hz
25	FEN_DIS_S	2.23	2.08	1.34	0.93	Hz

**Tabla 4.1:** Resumen de las medias y las desviaciones estándar de las métricas principales desarrolladas en la sección 4.1.1, 4.1.2 y 4.1.3 de ambos grupos: participantes con PC y sin discapacidad.

#### 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

---

Funcionales			
	Métricas	Abreviación	Observación
1	Distancia entre objetivos	AMPLITUD	píxeles
2	Diámetro del objetivo	DIÁMETRO	píxeles
3	Cantidad de objetivos	TAREAS	cantidad de
4	Throughput	TP	bits/seg
5	Tasa de error	TE	%
6	Tiempo de movimiento	TM_MEAN	mseg
7	Distancia del clic al objetivo - DCO	DCO_MEAN	píxeles
IRISCOM			
	Métricas	Abreviación	Observación
8	Desviación media del cursor	DES	píxeles
9	Dispersión horizontal del cursor	DIS_H	píxeles
10	Dispersión vertical del cursor	DIS_V	píxeles
11	Frecuencia pico, eje X	FIRIS_P_MEAN_X	mHz
12	Frecuencia pico, eje Y	FIRIS_P_MEAN_Y	mHz
13	75 % densidad espectral, eje X	FIRIS_D_MEAN_X	Hz
14	75 % densidad espectral, eje Y	FIRIS_D_MEAN_Y	Hz
ENLAZA			
	Métricas	Abreviación	Observación
15	Rango de movimiento medio frontal	ROM_MEAN_F	grados
16	Rango de movimiento medio transversal	ROM_MEAN_T	grados
17	Rango de movimiento medio sagital	ROM_MEAN_S	grados
18	Relación ROM/DIS horizontal	ROM_DIS_H	grados/píxeles
19	Relación ROM/DIS vertical	ROM_DIS_V	grados/píxeles
20	Frecuencia pico frontal	FEN_PICO_F	mHz
21	Frecuencia pico transversal	FEN_PICO_T	mHz
22	Frecuencia pico sagital	FEN_PICO_S	mHz
23	Frecuencia dispersión frontal	FEN_DIS_F	Hz
24	Frecuencia dispersión transversal	FEN_DIS_T	Hz
25	Frecuencia dispersión sagital	FEN_DIS_S	Hz

**Tabla 4.2:** Resumen de las métricas definidas con sus abreviaturas y unidades de medida.

#### 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

---

canal de comunicación, en términos de velocidad y precisión de una tarea de alcance al objetivo. Según los datos del Throughput se puede concluir que los usuarios con PC son 2.6 veces menos precisos y veloces que los usuarios sin discapacidad. Además de esta conclusión también se registro una medida del Throughput con los usuarios con PC y sin discapacidad mientras que éstos realizan tareas de alcance al objetivo con la interfaz IRISCOM. Esto es importante porque si en el futuro se deciden realizar modificaciones a la interfaz basada en visión infrarroja se tendrá un registro que permitirá comparar y verificar si existe mejoras en la accesibilidad.

Los datos señalan que los participantes con PC realizan en promedio 1.2 veces más cantidad de errores en las tareas de alcance al objetivo que los participantes sin discapacidad (clics fuera del área del objetivo). Sin embargo, la alta tasa de error de los usuarios sin discapacidad ha sido notable. Se estima que esto se debe al poco entrenamiento y falta de costumbre con la interfaz basada en visión infrarroja IRISCOM. Los datos temporales nos señalan que los usuarios con PC demoran más del doble en realizar una tarea de alcance al objetivo que los participantes sin discapacidad. Este hecho es notable, teniendo en cuenta que las tareas son más sencillas respecto a las tareas para las personas sin discapacidad según el índice de dificultad de Fitts.

Mediante la distancia del clic al objetivo (para las tareas donde el clic fue realizado fuera del área del objetivo), medida que permite ponderar el error, podemos saber que los usuarios con PC realizan los clics fallados más de 10 veces más alejados del objetivo que los clics fallados realizados por las personas sin discapacidad. Se ha normalizado el valor de DCO\_MEAN (métrica usada para medir tal distancia) con el valor del diámetro del objetivo. Se ha encontrado que también esta relación es mayor para los usuarios con PC respecto a los usuarios sin discapacidad.

Los datos señalan que el punto medio del cursor (DES), para los participantes con PC, se encuentra alejado más de 3 veces del centro del objetivo respecto a la distancia para los usuarios sin discapacidad. Además, el valor de DIS es alto por parte de los usuarios con PC. Todo esto implica que los participantes con PC no son capaces de centrar la mirada en el objetivo. Esto tiene una implicación directa en la calibración, proceso fundamental para que la interfaz funcione correctamente. Es importante encontrar métodos que permitan una calibración adecuada, con la restricción de que los usuarios con PC tienen dificultades para mantener la mirada en un punto.

El valor de la frecuencia pico FIRIS\_P\_MEAN en ambos ejes y para ambos grupos de participantes (con PC y sin discapacidad) es bastante similar. Esta característica de los usuarios con PC imposibilita la implementación directa de filtros pasa banda para identificar los movimientos del iris voluntarios de los involuntarios. Para reconocer los movimientos voluntarios serán necesarias otras estrategias, basadas en otras características. Algunos perfiles, se pueden distinguir con el análisis de la métrica FIRIS\_D\_MEAN mejor que con el análisis de FIRIS\_P\_MEAN.

Tanto el ROM frontal como el transversal y el sagital son altamente variables entre todos los participantes con PC. Esto nos indica que los usuarios con PC sufren de

#### 4. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

---

limitaciones en el mantenimiento de la postura, una característica importante para el diseño de una interfaz adecuada. No parece existir un ROM específico característico para los usuarios con PC, ni tampoco parece existir una relación estricta entre el ROM y el perfil de los participantes con PC (hipertónico, hipotónico, etc.). Comparativamente se puede concluir que los usuarios con PC en media tienen en general mayor ROM que los usuarios sin discapacidad.

Los valores de las métricas ROM\_DIS\_H y ROM\_DIS\_V (relación entre los movimientos del cursor y de la cabeza en el plano transversal y sagital respectivamente) para los usuarios con PC son mayores respecto a los valores para los usuarios sin discapacidad, sin embargo ROM\_DIS\_V parece tener un valor más equitativo (más centro con respecto a la media) en ambos grupos (con PC y sin discapacidad), respecto a ROM\_DIS\_H.

Los datos del ENLAZA respecto a la frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral nos permiten concluir que ambos grupos (usuarios con PC y sin discapacidad) tienen el valor de FEN\_PICO muy próximos entre sí. No es posible discriminar claramente las frecuencias pico de cada grupo ya que son similares, en cada uno de los planos frontal, sagital y transversal. Igualmente, con la banda de frecuencias FEN\_DIS, se puede concluir que la dispersión en el dominio de la frecuencia no permite discriminar entre el grupo de usuarios con PC y sin discapacidad, en ninguno de los tres planos. En otras palabras, mirando las Figuras de FEN\_DIS no podríamos saber si corresponden a un participante con PC o sin discapacidad.

Otro resultado interesante es que se ha observado que el control postural de las personas con PC con un perfil hipertónico, caracterizado por movimientos con un mayor ancho de banda respecto a las personas sin discapacidad, no se refleja en el control ocular. Este resultado podría deberse al hecho de que el sistema de control ocular se encuentra ligado directamente al cerebro, sin pasar a través de la médula espinal, característica de los sistemas de control de las extremidades [59]

Según todos los resultados se evidencia que los sujetos sin discapacidad tiene mejor control que los sujetos con PC, con lo que las métricas funcionales, relativas al sistema IRISCOM y ENLAZA parecen adecuadas para un análisis comparativo tanto cualitativo como cuantitativo.

## Capítulo 5

# Estrategias de filtrado y fusión sensorial

La PC genera restricciones motoras que afectan el control de las interfaces tradicionales persona-computador, reduciendo las oportunidades de interacción entre los usuarios con PC y el ordenador. Existen soluciones de acceso al computador para personas con discapacidad, las cuales fueron señaladas en el capítulo 1 en la sección 1.4. Entre estos sistemas se encuentran el IRISCOM y el ENLAZA (basadas en visión infrarroja y tecnología inercial respectivamente). Estas dos interfaces fueron utilizadas por personas con PC con el objeto de que realizasen tareas de alcance al objetivo (tarea típica de las interfaces gráficas del ordenador).

Estas pruebas trataron de identificar las características de los usuarios con PC y las limitaciones de usabilidad de los dispositivos cuando éstos son empleados por personas con una discapacidad motora severa, como la PC, y proponer soluciones que mejoren la accesibilidad.

Este capítulo presenta una breve descripción de las características de las tareas medidas a través de las métricas definidas en el Capítulo 3. Además se señalan posibles relaciones entre los valores de las métricas y aspectos clínicos, buscando establecer patrones que relacionen medidas con cuadros patológicos. Finalmente se presentan dos propuestas que podrían mejorar el control del cursor: una basada en un tipo de estrategia de filtrado y la otra apoyada sobre la fusión sensorial.

### 5.1. Caracterización de usuarios con PC

Las pruebas nos han permitido notar que los participantes con PC son capaces de ubicar el cursor en un área cercana al objetivo, sin embargo no son capaces de un control fino que les permita realizar efectivamente el clic dentro del mismo. Este hecho se midió a través de la métrica DCO, DES y DIS.

## 5. ESTRATEGIAS DE FILTRADO Y FUSIÓN SENSORIAL

---

La métrica DCO nos señaló que las personas con PC realizaron los clic fuera del objetivo a una distancia del perímetro del objetivo del 60 % del valor del diámetro del objetivo. La desviación media (DES) nos permitió medir la posición media del cursor, mostrándonos que éste se encuentra cerca del objetivo para el caso de los usuarios con PC (ver Figura 4.6). Por otro lado, con la métrica DIS pudimos comparar la dispersión de la mirada y concluir que la dispersión conjunta (DIS horizontal y vertical) no es grande relativa al valor del diámetro del objetivo.

Además, según el análisis en el dominio de la frecuencia, se ha verificado si los movimientos del iris contienen componentes de alta frecuencia. Este análisis ha arrojado la conclusión de que los movimientos voluntarios y alterados del iris pueden compartir el mismo rango de frecuencias, impidiendo la identificación y separación a través de filtros nocht (rechaza banda). Además, la frecuencia del movimiento involuntario del iris no es constante a lo largo de la ejecución de la tarea.

La falta de control cervical se ha verificado mediante las métricas definidas especialmente para el sistema ENLAZA. A través del rango de movimiento (ROM) se ha visto un mayor recorrido angular en los tres ejes analizados por parte de los usuarios con PC frente a los usuarios sin discapacidad. Se ha observado también que parece no existir una relación entre el perfil del usuario con PC y el valor de ROM. El análisis en el dominio de la frecuencia ha arrojado datos que permiten concluir que ambos grupos presentan una frecuencia pico muy cercana entre sí. No es posible discriminar mediante la frecuencia pico el tipo usuario. Esta conclusión se ha visto en los tres ejes analizados.

Para ofrecer una mejora efectiva sobre el control del cursor del ordenador, de manera que se faciliten las tareas de alcance al objetivo a los usuarios con PC, la propuesta deberá tener en cuenta estas características de control inadecuadas de la cabeza y los movimientos involuntarios del iris. No serán adecuadas aquellas estrategias de filtrado basadas exclusivamente en la separación en frecuencia entre el movimiento voluntario y el alterado. Será necesario aplicar técnicas de filtrado basadas en un modelo de control voluntario en el dominio del tiempo, más allá del filtrado por frecuencia. Finalmente, el diseño ha de tener en cuenta que la acción de filtrado del movimiento del cursor debe realizarse exclusivamente sobre el movimiento involuntario sin afectar al voluntario.

Se ha realizado una revisión bibliográfica de las técnicas que permitan facilitar el posicionado del cursor, incrementando la funcionalidad de las tareas de alcance de objetivos. Estas técnicas son presentadas a continuación. Tras la presentación de las técnicas de facilitación se presentará la propuesta de solución para reducir las limitaciones existentes y mejorar la usabilidad de los dispositivos por este colectivo.

### 5.2. Técnicas de facilitación del señalizado del cursor

El control tradicional del cursor del computador gestiona la ganancia de su desplazamiento en función de la aceleración del movimiento de la mano. Este enfoque asume acertadamente (según la ley de Fitts) que un movimiento rápido se realiza cuando el objetivo se encuentra lejos del cursor y se requiere un desplazamiento más rápido; al contrario, si el movimiento es lento, asume que el cursor está en la región cercana al objetivo y el desplazamiento ha de ser menor. Sin embargo, este enfoque no solamente no es viable sino que está contraindicado cuando existen desórdenes motores que impiden la correcta modulación de la aceleración del movimiento.

Se ha observado que en general, los participantes con PC, son capaces de acercar el cursor del ordenador al objetivo, lo que implica una capacidad de control motor. Sin embargo, no son capaces de realizar el clic dentro del área del cursor, lo que exige una capacidad de control motor fina. Las técnicas de facilitación del control de una interfaz persona-computador buscan mejorar la eficiencia de la acción de alcance del objetivo en la pantalla. Las técnicas de facilitación pueden ser agrupadas según necesite o no la localización del objetivo final [60].

#### Localización conocida del objetivo(*target-aware*)

Numerosas estrategias de facilitación se basan en el conocimiento de la localización y dimensión del objetivo de manera que necesitan de esta información para funcionar y responder adecuadamente.

Un ejemplo de las estrategias de facilitación de señalizado es la realimentación táctil (conocida en el lenguaje anglosajón como *Haptic computer interfaces*) implementada a través de los “pozos de gravedad”. Esta técnica ha sido estudiada por Hwang et al, [53], los cuales comentan que la realimentación táctil puede mejorar el rendimiento de tareas del tipo “alcance de objetivos” pero que sin embargo ha habido pocos estudios que abordan cuestiones relacionadas con el uso de “pozos de gravedad” para múltiples objetivos que aparecen en pantalla.

Ahlstrom también ha estudiado los “pozos de gravedad” [61]. Esta estrategia compara los “pozos de gravedad” con la técnica de los “objetivos pegajosos” (conocido en el lenguaje anglosajón como *sticky target*) [62]. Su conclusión señala que los “pozos de gravedad” mejoran el rendimiento de tareas de alcance de objetivos y que la técnica de “objetivos pegajosos” no.

Kabbash, [63] comenta que la mayoría de las interfaces gráficas se basan en el posicionamiento de un punto (el cursor) sobre un objetivo con una cierta área. Kabbash intercambia estas características del objetivo y del cursor, haciendo del objetivo un punto y dándole al cursor una cierta área y demuestra que cuando el objetivo es un punto y la anchura del cursor es  $W$ , la ley de Fitts se mantiene.

## 5. ESTRATEGIAS DE FILTRADO Y FUSIÓN SENSORIAL

---

Cockburn, [64], describe el diseño y la evaluación comparativa de tres métodos que ayudan a la adquisición de objetivos pequeños. El primer método, llamado “objetivos burbujas”, aumenta el ancho efectivo de del objetivo cuando se acerca el puntero. El segundo método utiliza una forma de “pegajosidad” para restringir el movimiento cuando el puntero pasa sobre un objetivo. En el tercer método, llamado “cruzar el objetivo”, el usuario presiona simultáneamente dos botones del ratón antes de pasar el puntero sobre el ítem.

Guiard, [65], demuestra que la técnica actual, que llaman “señalización de mapa de bits” (*bitmap pointing, BMP*), es a menudo sub-óptima, ya que requiere información continua del ratón mientras el sistema a menudo sólo necesita la especificación discreta de los objetos. El artículo introduce la “señalización de objetos” (*object pointing, OP*), una técnica de interacción novedosa basada en un cursor de la pantalla especial que se salta los espacios vacíos, lo que reduce drásticamente la pérdida de la información de entrada.

El trabajo de Worden [62] describe un estudio de la eficacia de dos técnicas de interacción: cursores de zona e iconos adhesivos o pegajosos, buscando mejorar el desempeño de los adultos mayores en tareas básicas de selección. El estudio indica que cuando se combinan ambas técnicas, éstas pueden reducir los tiempos de selección de objetivos en adultos mayores tanto como un 50 %, cuando se aplica a los casos más difíciles (selección de objetivos pequeños).

Técnicas con conocimiento de la localización del objetivo pueden incluso requerir la capacidad de alterar los propios objetivos, por ejemplo, mediante la ampliación de ellos [66] o acercándolos al cursor [67].

### **Localización desconocida del objetivo (*target-agnostic*)**

Por el contrario existen muy pocas técnicas que basen su estrategia en la facilitación del control del cursor sin conocimiento de la localización del objetivo.

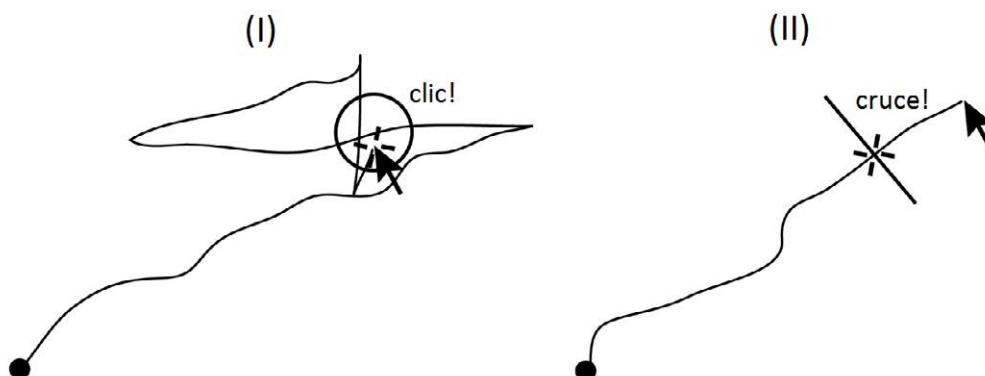
Gajos et al., [68], evalúan dos sistemas que configura de forma automática la posición de los iconos en la pantalla según las capacidades del usuario: SUPPLE y SUPPLE++. En un estudio que comparó estos dos enfoques con las interfaces tradicionales, los participantes con deficiencias motoras fueron un 26,4 % más rápidos con la interfaz de usuario generada por SUPPLE++ y realizaron 73 % menos errores. Estos participantes prefieren las interfaces novedosas sobre las predeterminadas ya que son más eficientes, fáciles de usar, y mucho menos agotadoras físicamente. Estos resultados indican que, en lugar de requerir que algunos usuarios con deficiencias motoras se adapten al software utilizando distintas tecnologías de apoyo, el software ahora puede adaptarse a las capacidades de sus usuarios.

Wobbrock et al., [60], emplean un algoritmo de filtrado que modifica la ganancia en función de la desviación típica angular del movimiento en una ventana temporal dada. Según estos autores, la técnica mejora el control del cursor en un 10.3 % de los usuarios de variada discapacidad motora controlando un ratón convencional.



## 5. ESTRATEGIAS DE FILTRADO Y FUSIÓN SENSORIAL

---



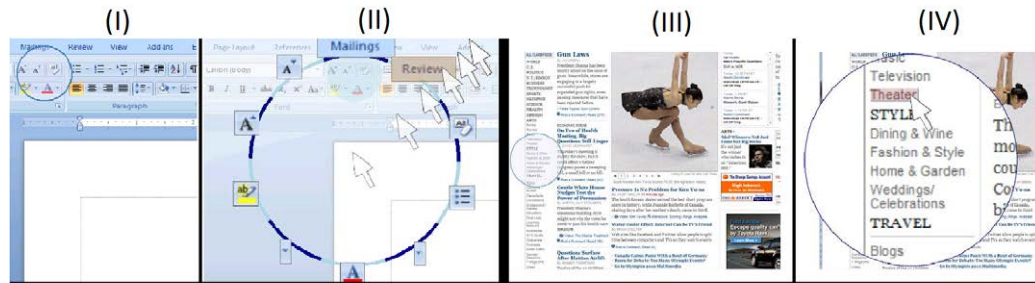
**Figura 5.1:** (I) Técnica de selección por clic. (II) Técnica de “cruce por el objetivo”.

Wobbrock y Gajos, [69], investigaron la técnica del “cruce por el objetivo”, donde de forma alternativa a la activación convencional (click) sólo es necesario cruzar el objetivo (Figura 5.1). Esta técnica elimina la necesidad de posicionar el cursor de forma precisa sobre una región y mantenerse en ella durante un tiempo determinado. En este caso, la evaluación fue realizada siguiendo la norma ISO 9241, ofreciendo un valor Throughput de 2.88 bits/s con la técnica frente a un 2.34 bits/s sin ella. Se utilizó como hardware un ratón convencional y un trackball. Los autores concluyen que la técnica es una alternativa viable para realizar la acción de activación. Las pruebas fueron realizadas con 16 personas, 8 de ellas con limitaciones motoras (2 con PC).

Findlater et al., [70], comentan que el desafío de las personas con discapacidad se debe a la falta de correcciones finas en la fase final de las tareas de alcance al objetivo. Para reducir la fase de corrección de señalizado y disminuir los efectos de objetivos de pequeño tamaño, se introducen cuatro cursores resaltadores de área, dos de los cuales se basan en aumento de una zona y dos de los cuales utilizan la técnica de “cruce de objetivo” (Figura 5.2).

Raya, [11], presenta el diseño de un filtro de Kalman robusto (robust Kalman filter, RKF) para facilitar el control motor fino basado en la caracterización de movimientos involuntarios en términos de tiempo, la frecuencia y la amplitud de movimiento de personas con PC. El filtro aumenta la directividad del puntero y el tiempo de demora de alcance al objetivo es reducido en un factor de diez. La Figura 5.3 representa el diagrama de bloques del filtro de Kalman robusto. Raya comenta que el RKF es fácil de implementar y que es una derivación del algoritmo de Kalman clásico que incluye la detección y eliminación de datos no deseados por un proceso iterativo.

## 5. ESTRATEGIAS DE FILTRADO Y FUSIÓN SENSORIAL



**Figura 5.2:** Clic y cruzar: un área del cursor (I) transforma los objetivos cubiertos por esa área en objetivos del tipo cruce de objetivo (II). Lupa motora visual: un área del cursor (III) amplía el espacio visual y motor para la selección del tipo seleccionar-clic (IV).

### 5.3. Propuesta A - Estrategia de filtrado

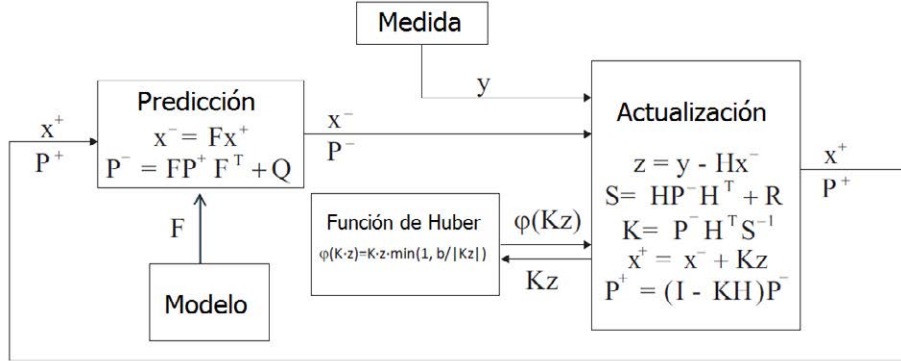
Una cuestión que se ha identificado durante los experimentos que podría mejorar las prestaciones de la interfaz tiene relación con la calibración del sistema IRISCOM. Este procedimiento es realizado por los participantes de las pruebas al inicio de cada sesión. La calibración del sistema IRISCOM consiste en un proceso de alcance a objetivos similar a la tarea realizada, que finaliza con la aceptación o no de la calibración según si el usuario o asistente técnico considera que la calificación o puntaje asociado a la calibración es suficientemente buena o no.

La calibración del sistema IRISCOM permite la correcta relación proporcional entre los movimientos oculares y la posición del cursor en la pantalla. Una mala calibración resulta en una mala interpretación de la dirección de “la mirada”, lo que conlleva a un control del cursor del ordenador por parte del usuario incomodo e impreciso. Es de vital importancia la correcta calibración del sistema ya que de este procedimiento depende la eficacia de la interfaz.

Los usuarios con PC tienen dificultades para mantener “la mirada” en un punto, procedimiento necesario realizado durante la calibración. Esta conclusión ha sido extraída por el valor de DIS <sup>1</sup> alto (tanto vertical como horizontal) por parte de los usuarios con PC. Si bien es posible ajustar los parámetros temporales que definen el tiempo de permanencia necesario, el problema persiste: poco tiempo de permanencia se refleja en falsos verdaderos y mucho tiempo de permanencia es una tarea difícil para usuarios con PC. En este sentido, se piensa que una estrategia que permita asegurar un buen calibrado, a través de técnicas adecuadas, podría mejorar las prestaciones de la

<sup>1</sup>Desviación estándar de la mitad superior de las coordenadas del cursor entre dos clic's consecutivos (tanto si estos clic's hayan sido hechos dentro o fuera del área del objetivo) alrededor de la posición media

## 5. ESTRATEGIAS DE FILTRADO Y FUSIÓN SENSORIAL



**Figura 5.3:** Diagrama de bloques del filtro de Kalman robusto, desarrollado por Raya et al., [11], para facilitar el control motor fino de personas con PC.

interfaz.

Las técnicas de facilitación del señalizado, comentadas en la sección 5.2, son algunas de las técnicas que podrían aumentar la precisión de la calibración. En particular, señalamos el potencial del filtro de Kalman, que podría ser aplicado durante la etapa de calibración de manera que ésta sea realizada con eficiencia.

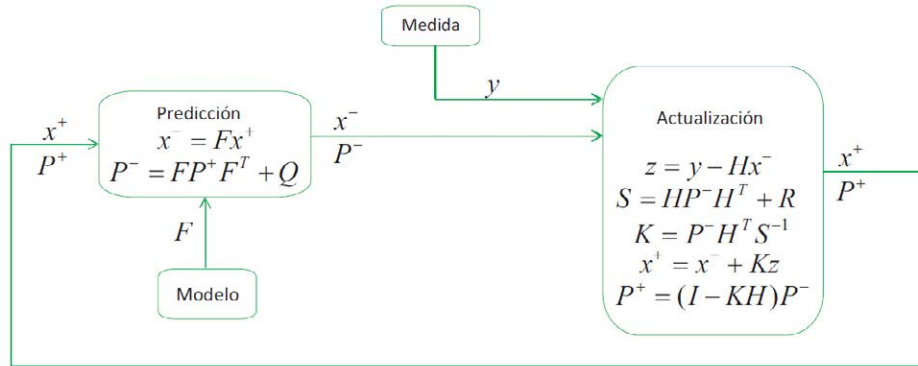
### Simulación de la estrategia para mejorar la calibración

En esta tesis se propone el uso de algoritmos adaptativos como solución para reducir el efecto del movimiento involuntario en el control del cursor. La aplicación de algoritmos de filtrado basados en el análisis en frecuencia no se han considerado adecuados puesto que los movimientos alterados del iris están en el mismo rango de frecuencias que los voluntarios, según pruebas realizadas. Por otro lado, en el capítulo 4 ha sido demostrado que todos los usuarios tienen la capacidad para realizar un posicionamiento del cursor en una región cercana al objetivo a alcanzar. Esto implica que existe un movimiento dirigido predominantemente hacia el objetivo, pero en el que aparecen una serie de sub-movimientos, siendo más numerosos en la región cercana al objetivo donde se requiere mayor precisión.

El filtro adaptativo tiene la capacidad de realizar una predicción del estado siguiente del sistema a partir sólo de la muestra actual, gracias a que integra la información de los estados anteriores a través de un proceso iterativo. Su respuesta no es constante en el tiempo y existe un proceso de aprendizaje o adaptación a la dinámica del sistema. Esto supone una ventaja significativa respecto a otros tipos de filtros, de respuesta constante a lo largo del tiempo, como los filtros IIR (Infinite Impulse Response) o FIR (Finite Impulse Response). Uno de los filtros adaptativos más empleados es el filtro g-h o  $\alpha$ - $\beta$ .

En esta tesis establecemos una analogía entre el movimiento involuntario y las interferencias que aparecen en el canal de comunicación. De hecho, la formulación de la

## 5. ESTRATEGIAS DE FILTRADO Y FUSIÓN SENSORIAL



**Figura 5.4:** Diagrama de bloques y ecuaciones del filtro de Kalman. Por simplificación el superíndice  $-$  indica estimación a priori o predicción (equivalente al subíndice  $k + 1, k$ ) y el superíndice  $+$  indica estimación a posteriori o actualización (equivalente a  $k + 1, k + 1$ ).

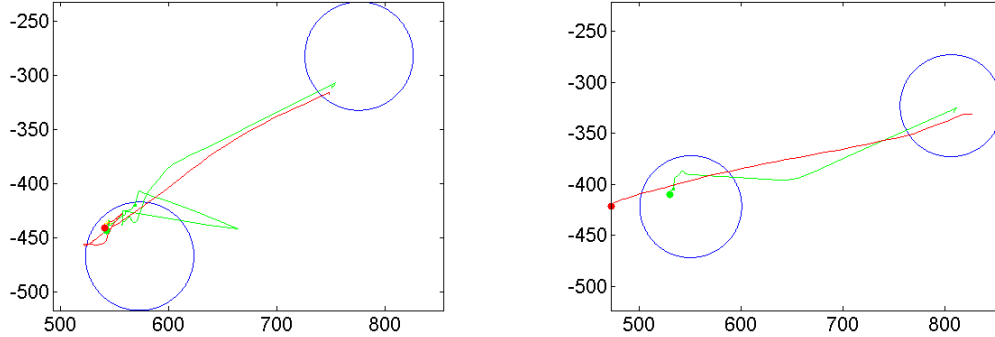
ley de Fitts supone este hecho, en la caracterización del comportamiento motor humano en tareas de alcance. La hipótesis es, por tanto, que la predicción de un filtro adaptativo permitirá identificar la trayectoria predominante del cursor con base en una medida que será la combinación de movimientos voluntarios y alterados pero cuya resultante para una ventana temporal determinada será un movimiento dirigido al objetivo.

Se ha realizado la implementación del filtro de Kalman. Este filtro ha sido aplicado a la tarea de alcance de objetivo de los usuarios con PC y sin discapacidad. Se busca con esta prueba verificar la hipótesis que plantea que: las técnicas de facilitación (en este caso particular, el filtro de Kalman) podría mejorar la calibración, ofreciendo una interfaz cómoda y precisa al usuario con PC. Las simulaciones se realizaron con tareas de alcance de objetivo, no con las tareas de calibración. Las tareas de calibración no fueron almacenadas por el sistema.

Realizar las simulaciones con las tareas de alcance al objetivo y no con las tareas de calibración se cree correcto por varios motivos: en ambos casos se supone que el usuario busca alcanzar un objetivo con el cursor del ratón; la ubicación del objetivo es conocida en ambas tareas; y finalmente por tener una dificultad equiparable. La implementación se ha realizado off-line, es decir, con los datos extraídos y almacenados de las pruebas. El diagrama de bloques de filtro implementado puede observarse en la Figura 5.4. Para más detalles de la implementación del filtro de Kalman el lector puede dirigirse al Apéndice A.

Algunas capturas de pantalla del recorrido del cursor con y sin filtrado pueden apreciarse en la Figura 5.5. En esta Figura la línea verde representa al cursor sin filtrado y la línea roja con filtrado. Los puntos verdes y rojos representan el final del recorrido y los círculos azules los objetivos. Se representan dos objetivos por cada Figura: el último alcanzado y el objetivo a alcanzar. La unidades de medida de los ejes son píxeles. En la figura de la izquierda el clic se realizó dentro del objetivo tanto sin el filtro como con

## 5. ESTRATEGIAS DE FILTRADO Y FUSIÓN SENSORIAL



**Figura 5.5:** Algunas capturas de pantalla de los recorridos del cursor con y sin filtrado del usuario CP1. En esta Figura la línea verde representa al cursor sin filtrado y la línea roja con filtrado. Los puntos verdes y rojos representan el final del recorrido y los círculos azules los objetivos. La unidades de medida de los ejes son píxeles.

el filtro implementado. No pasa lo mismo con la figura de la derecha, donde el clic sin el filtro se realiza dentro, pero con el filtro implementado el clic se realiza fuera. En la Figura 5.6 podemos ver la representación gráfica de una condición entera.

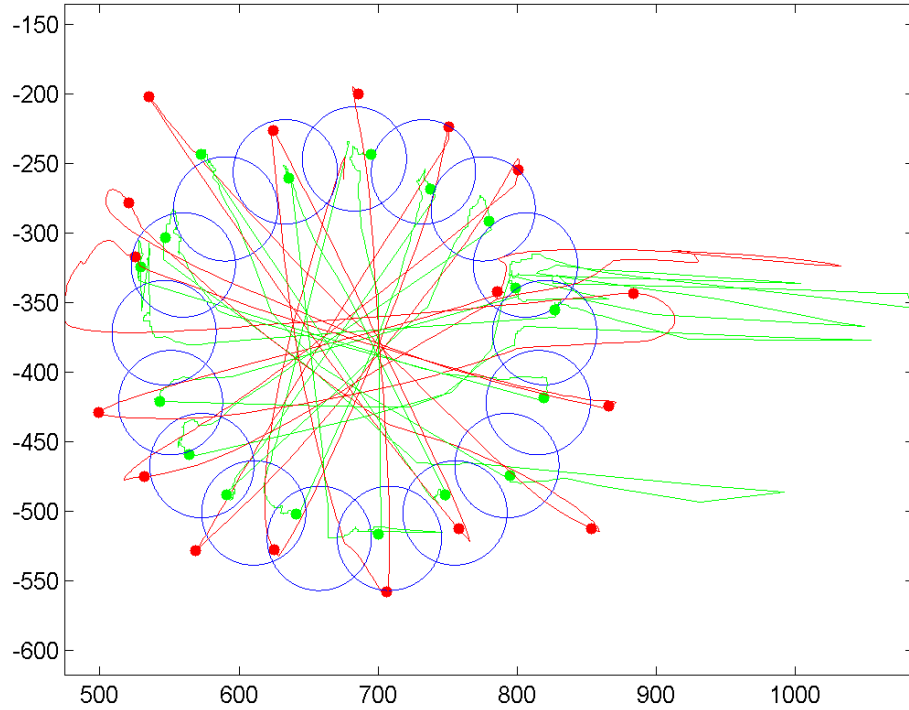
En todas las figuras se puede notar la disminución de los movimientos alterados, considerados involuntarios. En algunos casos la aplicación del filtro de Kalman a los movimientos del cursor acentúa el movimiento de acercamiento al objetivo y disminuye los movimientos involuntarios. Las Tablas 5.1, 5.2, 5.3, 5.4, 5.5 y 5.6 recogen algunas métricas definidas en el capítulo 3, extraídas de las pruebas sin filtrar y con el filtro de Kalman implementado. Las métricas fueron procesadas con los datos provenientes de los usuarios con PC, y se encuentran presentadas de manera que se pueda cuantificar la diferencia entre las tareas sin filtrar y con el filtro aplicado.

En la Tabla 5.1 se pueden observar las métricas con y sin el filtro de Kalman (FK) implementado para el caso del usuario CP2, para dos pruebas realizadas. En el primer caso, DCO\_MEAN mejora un 13 % y para el segundo caso DIS\_H mejora un 12.9 %. Las métricas con y sin el filtro de Kalman (FK) implementado para el caso del usuario CP3, para una de las dos pruebas realizadas, se pueden apreciar en la Tabla 5.2. En este caso, tanto DIS\_H como DIS\_V mejoran un 10.6 % y un 4.2 % respectivamente.

Para el caso del usuario CP4, las métricas con y sin el filtro de Kalman (FK) implementado se pueden ver en la Tabla 5.3. En este caso tenemos que todas las métricas han sufrido un descenso excepto la métrica DIS\_H. DCO\_MEAN ha mejorado un 34.7 %, DES un 47.6 % y DIS\_V un 26.4 %. La Tabla 5.4 señala las métricas provenientes de las pruebas realizadas con el participante CP5, con y sin el filtro de Kalman (FK) implementado. En este caso vemos mejoría en la métrica DCO\_MEAN, aunque muy pequeña ( $< 1\%$ ).

Los datos de las pruebas realizadas con el usuario CP6 son las desplegadas en la

## 5. ESTRATEGIAS DE FILTRADO Y FUSIÓN SENSORIAL



**Figura 5.6:** Representación gráfica del camino recorrido por el cursor para una condición entera. El cursor es comandado por CP1. En verde el cursor sin filtro implementado y en rojo con el filtro. Los puntos representan el lugar donde el usuario realizó el clic y los círculos azules los objetivos.

Métricas	Sin FK	Con FK
DCO_MEAN	108.1	94.1
DES	105.7	124.5
DIS_H	49.6	62.2
DIS_V	30.2	34.1
Métricas	Sin FK	Con FK
DCO_MEAN	118.2	123.9
DES	161.5	172.1
DIS_H	62.4	54.3
DIS_V	72.4	86.3

**Tabla 5.1:** Métricas con y sin el filtro de Kalman (FK) implementado para el caso del usuario CP2, para dos pruebas realizadas. En el primer caso, DCO\_MEAN mejora un 13 % y para el segundo caso DIS\_H mejora un 12.9 %.

## 5. ESTRATEGIAS DE FILTRADO Y FUSIÓN SENSORIAL

---

Métricas	Sin FK	Con FK
DCO_MEAN	66.1	72.1
DES	97.4	113.3
DIS_H	19.7	17.6
DIS_V	16.6	15.9

**Tabla 5.2:** Métricas con y sin el filtro de Kalman (FK) implementado para el caso del usuario CP3, para una de las dos pruebas realizadas. En este caso, tanto DIS\_H como DIS\_V mejoran un 10.6 % y un 4.2 % respectivamente.

Métricas	Sin FK	Con FK
DCO_MEAN	415.0	270.8
DES	450.1	235.8
DIS_H	35.4	64.4
DIS_V	28.0	20.6

**Tabla 5.3:** Métricas con y sin el filtro de Kalman (FK) implementado para el caso del usuario CP4. En este caso tenemos que todas las métricas han sufrido un descenso excepto la métrica DIS\_H. DCO\_MEAN ha mejorado un 34.7 %, DES un 47.6 % y DIS\_V un 26.4 %.

Métricas	Sin FK	Con FK
DCO_MEAN	240.1	237.8
DES	225.9	227.6
DIS_H	201.1	211.3
DIS_V	88.1	90.1

**Tabla 5.4:** Métricas provenientes de las pruebas realizadas con el participante CP5, con y sin el filtro de Kalman (FK) implementado. En este caso vemos mejoría en la métrica DCO\_MEAN, aunque muy pequeña ( $< 1$  %).

## 5. ESTRATEGIAS DE FILTRADO Y FUSIÓN SENSORIAL

---

Métricas	Sin FK	Con FK
DCO_MEAN	185.7	170.5
DES	98.9	123.8
DIS_H	47.7	52.1
DIS_V	35.3	40.6

Métricas	Sin FK	Con FK
DCO_MEAN	62.1	138.6
DES	120.7	118.8
DIS_H	28.4	37.1
DIS_V	32.9	47.5

Métricas	Sin FK	Con FK
DCO_MEAN	129.3	220.9
DES	196.2	184.9
DIS_H	54.6	72.0
DIS_V	26.5	31.6

**Tabla 5.5:** Datos de las pruebas realizadas con el usuario CP6. En total se han realizado cinco pruebas, de las cuales tres arrojaron mejores resultados en algunas métricas. Para el primer caso DCO\_MEAN ha mejorado un 8.1 %. Para el segundo caso DES ha mejorado un 1.5 %. Para el último caso también DES ha mejorado un 5.7 %.

Tabla 5.5. En total se han realizado cinco pruebas, de las cuales tres arrojaron mejores resultados en algunas métricas. Para el primer caso DCO\_MEAN ha mejorado un 8.1 %. Para el segundo caso DES ha mejorado un 1.5 %. Para el último caso también DES ha mejorado un 5.7 %. Con el participante CP7 se han realizado tres pruebas en total, las cuales son mostradas en la Tabla 5.6. Todas ellas han mejorado en al menos una métrica. En la primera prueba vemos un descenso en todas las métricas (DCO\_MEAN 9.6 %, DES 5.2 %, DIS\_H 20.9 % y DIS\_V 5.2 %). En el segundo caso, tres de las cuatro métricas han mejorado (DES  $\sim$ 1 %, DIS\_H 12.7 % y DIS\_V 20.4 %). Para el último caso se observa una mejoría tanto con la métrica DIS\_H (22.4 %) como con la métrica DIS\_V ( $\approx$ 1 %).

Los usuarios CP1, HP1 y HP2 presentan métricas menos adecuadas con la implementación del filtro de Kalman. Es importante recordar que la implementación del filtro ha sido hecha luego de las pruebas (off-line). Es decir, los usuarios realizaron las pruebas sin el filtro de Kalman ejecutándose. Este hecho podría ser la causa de que los usuarios con mayor control (el usuario CP1 y los usuarios sin discapacidad HP1 y HP2) tengan métricas menos adecuadas. Con la implementación on-line se espera que pueda mejorar el control del cursor ya que la realimentación visual que tendría el usuario permitiría que la tarea se realice con mayor destreza.



## 5. ESTRATEGIAS DE FILTRADO Y FUSIÓN SENSORIAL

---

Métricas	Sin FK	Con FK
DCO_MEAN	66.6	60.2
DES	150.3	142.4
DIS_H	89.4	70.7
DIS_V	48.0	45.5

Métricas	Sin FK	Con FK
DCO_MEAN	114.9	118.5
DES	156.5	155.6
DIS_H	42.2	36.8
DIS_V	32.2	25.6

Métricas	Sin FK	Con FK
DCO_MEAN	64.7	101.9
DES	129.5	161.9
DIS_H	56.5	43.8
DIS_V	36.7	36.3

**Tabla 5.6:** Con el participante CP7 se han realizado tres pruebas en total. Todas ellas han mejorado en al menos una métrica. En la primera prueba vemos un descenso en todas las métricas (DCO\_MEAN 9.6 %, DES 5.2 %, DIS\_H 20.9 % y DIS\_V 5.2 %). En el segundo caso, tres de las cuatro métricas han mejorado (DES <1 %, DIS\_H 12.7 % y DIS\_V 20.4 %). Para el último caso se observa una mejoría tanto con la métrica DIS\_H (22.4 %) como con la métrica DIS\_V ( $\approx 1$  %).

## 5. ESTRATEGIAS DE FILTRADO Y FUSIÓN SENSORIAL

---

*Luego de las simulaciones y el análisis de datos podemos concluir que en algunos casos la aplicación del filtro de Kalman a los movimientos del cursor acentúa el movimiento de acercamiento al objetivo y disminuye los movimientos involuntarios. Sin embargo ciertos casos presentan métricas menos adecuadas.*

### 5.4. Limitaciones de usabilidad

La interfaz ENLAZA, basada en la tecnología inercial, permite extraer directamente patrones cinemáticos del movimiento de la cabeza sin necesidad de algoritmos complejos de reconstrucción del movimiento. No es el caso por ejemplo de la interfaz IRISCOM, basadas en visión por computador, donde la obtención de patrones cinemáticos requiere el procesamiento de imágenes y el modelado tridimensional.

Por otro lado, la interfaz IRISCOM no exige al usuario vestir ningún dispositivo adicional, siendo mucho menos invasivo que el sistema ENLAZA. De hecho, como el usuario no debe portar nada, trabaja como una tecnología inalámbrica para éste, aspecto interesante para el grupo de personas con discapacidad por cuestiones de comodidad.

Sin embargo, para que el sistema IRISCOM sea capaz de transformar la orientación de la mirada en coordenadas para el cursor del ordenador, el usuario debe encontrarse en todo momento en el rango de medida del sistema sensorial, lo que frecuentemente no resulta fácil para usuarios con limitaciones motoras y posturales.

Por otro lado, las pruebas han mostrado que la falta de control motor de la cabeza por parte de las personas con PC (medida a través de la métricas ROM\_MEAN, en 3 planos: frontal, transversal y sagital) no se refleja en el control ocular. Es decir, las personas con PC son capaces de mantener la mirada en el punto donde desean, incluso cuando éstas no son capaces de un buen control corporal. Por lo tanto, la información extraída de la mirada, contiene menos ruido que la información extraída de los movimientos de la cabeza, lo que hace menos complejo estimar el punto donde el usuario dirige la mirada en el pantalla.

Las dos interfaces tienen ventajas y desventajas, las cuales fueron resumidas en la Tabla 5.7. Las ventajas de cada interfaz pueden ser aprovechadas mediante la fusión de ambas, generando una interfaz más robusta con relación a ambas interfaces separadas, de manera que cada interfaz cubra las limitaciones y deficiencias de la otra.

---

<sup>1</sup>Sistemas que utilizan electrodos son aún más invasivos

## 5. ESTRATEGIAS DE FILTRADO Y FUSIÓN SENSORIAL

	ENLAZA	IRISCOM
Coste computacional	Bajo	Alto
Invasivo	Medio <sup>1</sup>	Nada
Rango de medida	Alto	Bajo
Señal de control	Ruidosa	Poco ruidosa
Robustez a condiciones de iluminación	Alta	Baja
Tasa de digitalización	Alta	Baja

**Tabla 5.7:** Resumen comparativo entre las ventajas y desventajas de las dos interfaces: IRISCOM y ENLAZA.

Nivel	Exactitud	BW	Observaciones
Datos	Alta	Alto	Datos conmensurados y sincronizados
Características	Media	Medio	
Decisión	Baja	Bajo	No conmensurado

**Tabla 5.8:** Los datos pueden fusionarse a distintos niveles: a nivel de los datos crudos, a nivel de características y a nivel de donde se toman las decisiones. Cada nivel tiene su implicación en cuanto a exactitud, ancho de banda (BW), etc.

### 5.5. Propuesta B - Fusión sensorial

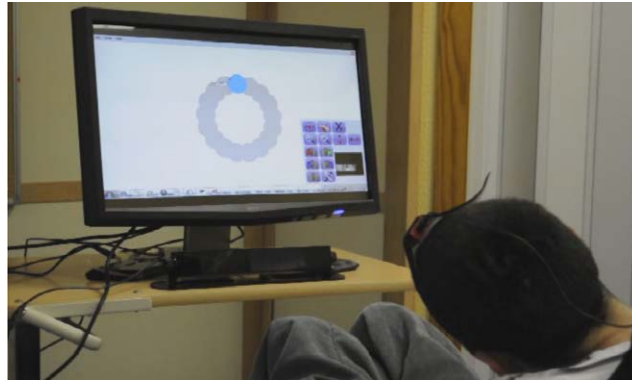
El concepto de fusión sensorial es relativamente nuevo, aunque los humanos y animales ya lo utilizaban desde hace tiempo [71]. Por ejemplo, es común para todos identificar si un alimento es comestible o no a través de la información que nos brindan los ojos y el olfato, de manera a tener datos de varias fuentes y poder decidir con mayor certeza. Estos tipos de sistemas son del tipo redundante.

Los datos de los diferentes sensores pueden fusionarse a distintos niveles: al nivel de los datos crudos, al nivel de las características de los datos o al nivel de las decisiones [72]. La Tabla 5.8 señala las características de cada tipo de fusión. Diferentes fuentes de información pueden ser fusionadas tanto por ser complementarias (el caso de este trabajo) como alternativas (predominio de una u otro en función de la situación: iluminación, ruido, posición). Para más detalles el lector puede consultar [73], [74] o [75].

En nuestro caso particular, el IRISCOM controlaría al cursor y por otro lado, el ENLAZA ofrecería la información de la ubicación y la orientación de la cabeza del usuario en todo momento. La selección del sistema IRISCOM como control del cursor se debe a la precisión que se puede lograr con la información de los ojos por ser menos ruidosa debido la mayor capacidad residual de los usuarios con PC en el control ocular frente al control cervical. El sistema ENLAZA sería el control del cursor en los casos donde se estime que la información que ofrece es más fiable sobre los datos del IRISCOM o cuando no se ubiquen los ojos del usuario. Este último caso es usual en

## 5. ESTRATEGIAS DE FILTRADO Y FUSIÓN SENSORIAL

---



**Figura 5.7:** Los usuarios con PC con el perfil hipotónico tienen reducida la capacidad de mantener erguida la cabeza, como se puede ver en la figura.

usuarios con PC hipotónico debido a que estos tienen limitada la capacidad de mantener erguida la cabeza (observación realizada durante las pruebas) como se puede ver en la Figura 5.7. Llamaremos a esta interfaz multimodal IRISLAZA.

En la Figura 5.8 puede observarse un esquema de la propuesta realizada. Las dos fuentes de datos son el sistema de visión IRISCOM y el sistema de medida inercial ENLAZA. Ambos sistemas proveerán datos que serán procesados por los bloques que son señalados en el esquema. A continuación describiremos estos bloques.

Por uno de los brazos del flujo de datos tenemos al bloque “Filtro”, que busca estimar la intención del usuario, descartando movimientos no intencionales. Raya et al, [11], han realizado una propuesta para este bloque mediante un filtro de Kalman robusto. La robustez se basa en la metodología de los M estimadores siguiendo la función de Huber [76]. Estos concluyen que con este tipo de filtro se mejora el control motor fino de los usuarios con PC. La salida del bloque “Filtro” irá conectada al bloque de “Fusión de datos” y al bloque “Extracción de características”.

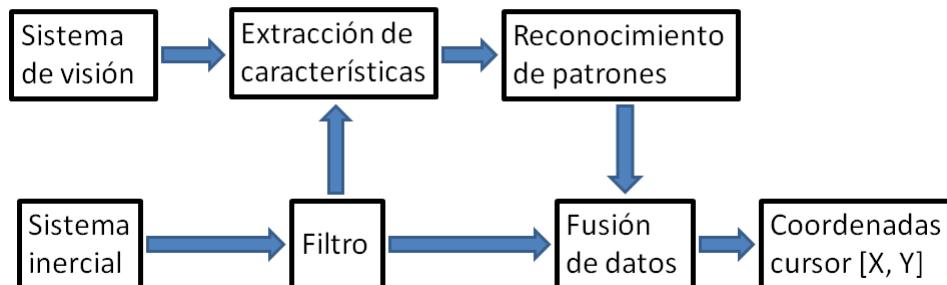
Siguiendo el otro brazo del flujo de datos, tenemos al bloque “Extracción de características”. El bloque “Extracción de características” tiene como objetivo la segmentación de la imagen de vídeo. La segmentación permitirá un análisis menos complejo en cuanto a los recursos computacionales necesarios para el procesamiento. El bloque “Filtro” ofrecerá información que permitirá conocer si el usuario tiene la cabeza dirigida a la pantalla o si se encuentra. Así, el sistema ENLAZA respaldaría al sistema IRISCOM evitando inconsistencias de ejecución de la aplicación software debido a que la cabeza se encuentra fuera del rango del sensor.

La imagen procedente del bloque “Extracción de características” pasará al bloque de “Reconocimiento de patrones”, el cual, en función de ciertos parámetros de calibración y ciertas estrategias de filtrado, tendrá que ser capaz de calcular la “dirección de la mirada” respecto al monitor del ordenador.

El bloque que sigue, el de “Fusión de datos”, es el que tendrá la tarea de integrar

## 5. ESTRATEGIAS DE FILTRADO Y FUSIÓN SENSORIAL

---



**Figura 5.8:** Diagrama de bloques del sistema propuesto: IRISLAZA.

la información procedente de ambos sistemas, el de visión y el inercial, de manera que el controlador del cursor refleje mejor las intenciones del usuario. Este bloque deberá decidir si utiliza como control al IRISCOM (si la cabeza se encuentra dentro del rango) o al ENLAZA (en caso de que el usuario tenga la cabeza fuera de rango o debido a problemas con la estimación de la dirección de la mirada). La salida este bloque serán las coordenadas del cursor.

La fusión permitiría aprovechar la ventaja del sistema ENLAZA que permite identificar la orientación de la cabeza, en todo momento, independientemente de que el usuario se encuentren en el rango de medida del sistema IRISCOM. Si el sistema ENLAZA detecta que el usuario no se encuentra en el rango de medida del sistema IRISCOM, éste dato puede ser aportado a la aplicación del sistema IRISCOM. También el dato de cuando el usuario vuelve al rango de medida puede ser aportado por el sistema ENLAZA al sistema IRISCOM (además de las coordenadas espaciales).

Como el sistema ENLAZA requiere poco procesamiento de datos, no sería un gran peso para el ordenador ejecutar las tareas de computo, pudiendo ambas aplicaciones ejecutarse en paralelo. Además, se aprovecharía la baja invasividad del sistema IRISCOM y la alta robustez del sistema ENLAZA frente a condiciones de iluminación desfavorables.

Hoy en día ambos tipos de sensores son de bajo costo y ofrecen altas prestaciones. Las cámaras CMOS se producen en masa para los teléfonos móviles y algunas de éstas tienen capacidad de zoom y control de foco. Acelerómetros MEMS se utilizan ampliamente como disparadores de las bolsas de aire en los automóviles, en los ordenadores portátiles como detectores de caída y en las cámaras para detectar la orientación de las mismas [8].

El sistema IRISCOM, trabaja con una banda de visión horizontal, similar a la mostrada en la Figura 2.5. El objetivo de esta banda de visión horizontal es reducir el tamaño de vídeo a la zona de interés (zona de los ojos) y de esta manera reducir las tareas de computo (ya que la imagen es menor) e incluso reducir posibles detecciones

## 5. ESTRATEGIAS DE FILTRADO Y FUSIÓN SENSORIAL

---

falsas de iris. Sin embargo, el hecho de que esta banda sea horizontal y permanezca siempre horizontal es una desventaja para el caso de los usuarios con PC. Las personas que sufren de hipotonía no son capaces de mantener la cabeza erguida, dejándola caer para un lado. Este hecho señala que la banda de visión convendría que se adecue a la posición de la cabeza y que no permanezca horizontal solamente. La orientación de la cabeza puede ser fácilmente obtenida con el ENLAZA y este dato puede ser utilizado por el sistema IRISCOM para generar la banda de visión adecuada a la orientación de la cabeza del usuario en todo momento.

### 5.6. Conclusiones

Las pruebas presentadas en el capítulo anterior buscaron identificar las características de los usuarios con PC y las limitaciones de usabilidad de los dispositivos cuando éstos son empleados por personas con una discapacidad motora severa, como la PC, y proponer soluciones que mejoren la accesibilidad.

Las pruebas realizadas con los participantes con PC nos han señalado que estos son capaces de un control grueso, de acercamiento al objetivo, pero no de un control fino, de apuntamiento. Además se ha visto que las frecuencias de los movimientos involuntarios del iris comparten el mismo espectro que los movimientos voluntarios. También hemos descubierto, a través de la experiencia realizada, que tanto las personas con PC como las que no presentan discapacidad tiene movimientos cervicales con una frecuencia pico muy cercana entre sí.

Con estas características en mente se ha realizado una revisión bibliográfica de las técnicas que permitan facilitar el posicionado del cursor, incrementando la funcionalidad de las tareas de alcance de objetivos. Hemos agrupado los trabajos según si necesitan conocer la ubicación del objetivo o no. Las técnicas de facilitación del señalado podrían aumentar la precisión de la calibración. En particular, se ha señalado el potencial del filtro de Kalman, el cual fue implementado y simulado.

Las simulaciones nos han mostrado que en algunos casos la aplicación del filtro de Kalman a los movimientos del cursor acentúa el movimiento de acercamiento al objetivo y disminuye los movimientos involuntarios. Sin embargo ciertos casos presentan métricas menos adecuadas. En la Tabla 5.9 se presenta un resumen con los promedios de cada métrica con y sin el filtro de Kalman implementado. Se han realizado dos tablas porque se cree que CP1 es un caso especial. En la columna *% de mejora relativa*, un valor positivo implica que el filtro ha disminuido la métrica en cuestión y un valor negativo que la métrica ha aumentado. Para esta tabla una mejora implica la reducción del valor de la métrica. El valor de *% de mejora relativa* se ha calculado como:  $[(\text{Sin FK} / \text{Con FK}) - 1]$ .

Es importante recordar que la implementación del filtro ha sido hecha después de las pruebas (off-line). Este hecho podría ser la causa de que los usuarios con mayor

## 5. ESTRATEGIAS DE FILTRADO Y FUSIÓN SENSORIAL

---

Con CP1			
Métrica	Sin FK	Con FK	% de mejora relativa *
DCO_MEAN	113,4	106,5	6 %
DES	155,4	137,4	13 %
DIS_H	30,3	39,8	-24 %
DIS_V	26,1	31,5	-17 %
Sin CP1			
Métrica	Sin FK	Con FK	% de mejora relativa *
DCO_MEAN	130,0	117,8	10 %
DES	175,1	150,8	16 %
DIS_H	34,0	42,2	-20 %
DIS_V	28,9	32,4	-11 %

**Tabla 5.9:** Promedio de cada métrica de todos los usuario con PC. Se han realizado dos tablas porque se cree que CP1 es un caso especial.

control (el usuario CP1 y los usuarios sin discapacidad HP1 y HP2) tengan métricas menos adecuadas. Con la implementación on-line se espera que pueda mejorar el control del cursor ya que la realimentación visual que tendría el usuario permitiría que la tarea se realice con mayor destreza.

También se ha presentado la propuesta teórica de solución para reducir las limitaciones existentes y mejorar la usabilidad. Se ha visto que las dos interfaces tienen ventajas y desventajas. Las ventajas de cada interfaz pueden ser aprovechadas mediante la fusión de ambas, generando una interfaz más robusta con relación a ambas interfaces separadas, de manera que cada interfaz cubra las limitaciones y deficiencias de la otra. Finalmente se ha presentado el diagrama de bloques del sistema propuesto: IRISLAZA.

## Capítulo 6

### Conclusiones y trabajos futuros

Al final de cada capítulo ha sido presentada una conclusión parcial. Este capítulo trata de agrupar todas estas conclusiones y de presentar las líneas de trabajo futuras.

#### 6.1. Discusión final y conclusiones

Este trabajo plantea la hipótesis de que la integración de interfaces que empleen diversas tecnologías pueden facilitar el acceso al computador para personas con limitaciones neuromotoras graves. Con base en esta hipótesis, se estudiaron de forma práctica, las características de las personas con parálisis cerebral (PC) a través de métricas definidas y las limitaciones técnicas de las interfaces existentes para finalmente realizar propuestas para la reducción de tales limitaciones, con el fin de mejorar la accesibilidad del computador para el colectivo citado.

Se ha trabajado con dos interfaces alternativas para el computador especialmente concebidas para usuarios con PC: el sistema IRISCOM (basado en el seguimiento ocular por cámaras infrarrojas) y el ENLAZA (basado en movimientos de la cabeza por sensores inerciales). Estos sistemas tratan de ofrecer un canal de comunicación que permita que personas con PC puedan acceder al ordenador, y a través de éste, al mundo de las comunicaciones, terapias de rehabilitación, aplicaciones lúdicas, entre otras alternativas.

Se ha trabajado buscando identificar las posibles mejoras, bajo la hipótesis de que los problemas de postura y coordinación asociados al perfil de las personas con PC repercutirían también en el control ocular.

Se han definido parámetros y métricas expresadas en diferentes dominios: espaciales, temporales, funcionales y en el dominio de la frecuencia, resumidas en la Tabla 6.1. Se han realizado pruebas con personas con PC y sin discapacidad con el objetivo de caracterizar y comparar las métricas de ambos grupos de participantes. Se han extraído los parámetros como se señala en la Tabla 6.2, expresados gráficamente en la Figu-



## 6. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

---

ra 6.1, de forma porcentual. Se han discutido los más destacados. Entre las métricas interesantes se encuentra el Throughput (TP), metodología objetiva de evaluación de interfaces persona-computador, el cual es un estándar que permite medir la precisión y velocidad con que son realizadas tareas de alcance de objetivo, los rangos de movimiento de la cabeza (ROM) y el espectro de frecuencias de los movimientos oculares y cervicales.

Las pruebas han señalado que el mal control postural de las personas con PC empeora el desempeño del sistema IRISCOM. En este sentido, un reposa-cabeza podría mejorar en algunos casos las prestaciones del sistema. Las pruebas también nos han mostrado que los problemas de postura y coordinación no repercuten en el control ocular. Un caso particular es el de CP1, el cual padece de Hipertonía Flexora, manifestada por movimientos de frecuencia alta en las extremidades superiores, que sin embargo es capaz de manejar correctamente el sistema IRISCOM.

Es probable que el aspecto cognitivo tenga fuerte dependencia con los resultados de las pruebas. De hecho, CP1 es el único entre todos los participantes que han participado, que presenta una capacidad intelectual normal. Es probable que a esto se deba el alto desempeño de los resultados de CP1.

Un hecho bastante interesante y que es importante comentar es que durante las pruebas se ha observado que han reducido los movimientos de CP1, mientras realiza las pruebas de alcance al objetivo. Parece ser que la concentración que implica realizar las tareas de alcance al objetivo reducen los movimientos involuntarios durante la ejecución del cometido.

Se ha realizado una doble propuesta para mejorar la accesibilidad al grupo de personas con PC. Por un lado se ha encontrado que la fusión entre ambas tecnologías empleadas podría ser útil para mejorar la accesibilidad, ya que el sistema IRISCOM ofrecería mejores prestaciones con el sistema ENLAZA de soporte para tareas de identificación del tipo usuario fuera de rango. Se ha propuesto un esquema del sistema híbrido que aumentará la robustez de la interfaz. A esta conclusión se ha llegado mediante los datos extraídos que señalan que el control postural de las personas con PC es peor que el control postural de las personas sin discapacidad, cuestión que podría afectar a la calibración y uso de la interfaz IRISCOM.

Por otro lado, se ha mostrado que la implementación de técnicas de facilitación podría mejorar la calibración y la identificación de la atención del usuario. Se ha realizado una prueba off-line, que implementa el filtro de Kalman. Se ha visto que la implementación del filtro de Kalman en cierto casos acentúa los movimientos de acercamiento al objetivo y disminuye los movimientos alterados o involuntarios. En la Tabla 6.3 se presenta un resumen con los promedios de cada métricas con y sin el filtro de Kalman implementado. En la Figura 6.2 la representación gráfica de la Tabla 6.3. En la columna *% de mejora relativa*, un valor negativo implica que el filtro ha disminuido (mejorado) la métrica en cuestión y un valor positivo que la métrica ha aumentado (empeorado).

## 6. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

---

Funcionales			
	Métricas	Abreviación	Observación
1	Distancia entre objetivos	AMPLITUD	píxeles
2	Diámetro del objetivo	DIÁMETRO	píxeles
3	Cantidad de objetivos	TAREAS	cantidad de
4	Throughput	TP	bits/seg
5	Tasa de error	TE	%
6	Tiempo de movimiento	TM_MEAN	mseg
7	Distancia del clic al objetivo - DCO	DCO_MEAN	píxeles
IRISCOM			
	Métricas	Abreviación	Observación
8	Desviación media del cursor	DES	píxeles
9	Dispersión horizontal del cursor	DIS_H	píxeles
10	Dispersión vertical del cursor	DIS_V	píxeles
11	Frecuencia pico, eje X	FIRIS_P_MEAN_X	mHz
12	Frecuencia pico, eje Y	FIRIS_P_MEAN_Y	mHz
13	75 % densidad espectral, eje X	FIRIS_D_MEAN_X	Hz
14	75 % densidad espectral, eje Y	FIRIS_D_MEAN_Y	Hz
ENLAZA			
	Métricas	Abreviación	Observación
15	Rango de movimiento medio frontal	ROM_MEAN_F	grados
16	Rango de movimiento medio transversal	ROM_MEAN_T	grados
17	Rango de movimiento medio sagital	ROM_MEAN_S	grados
18	Relación ROM/DIS horizontal	ROM_DIS_H	grados/píxeles
19	Relación ROM/DIS vertical	ROM_DIS_V	grados/píxeles
20	Frecuencia pico frontal	FEN_PICO_F	mHz
21	Frecuencia pico transversal	FEN_PICO_T	mHz
22	Frecuencia pico sagital	FEN_PICO_S	mHz
23	Frecuencia dispersión frontal	FEN_DIS_F	Hz
24	Frecuencia dispersión transversal	FEN_DIS_T	Hz
25	Frecuencia dispersión sagital	FEN_DIS_S	Hz

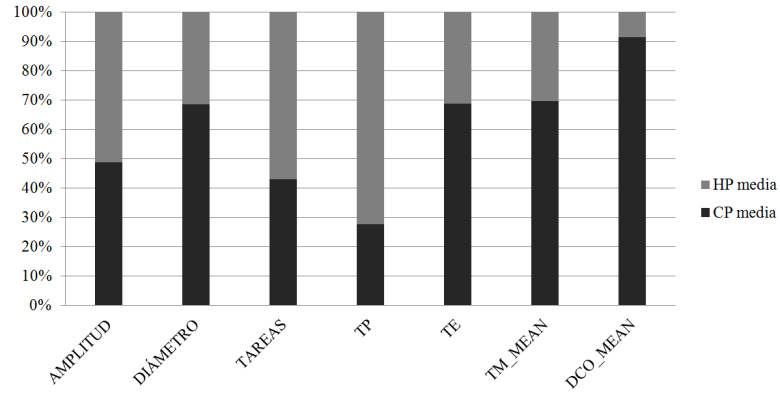
**Tabla 6.1:** Resumen de las métricas definidas con sus abreviaturas y unidades de medida.

## 6. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

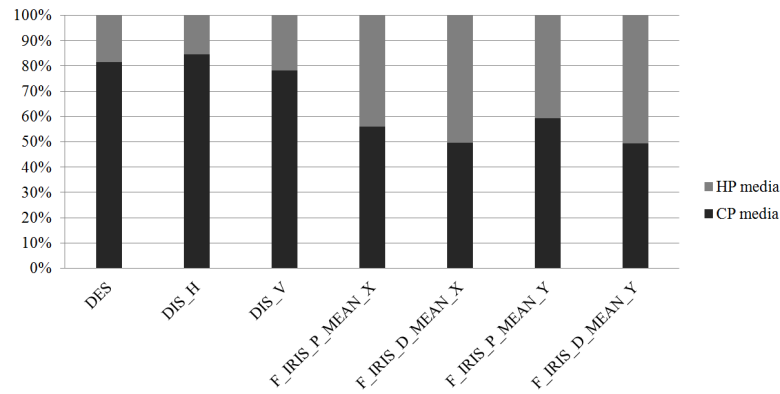
Funcionales						
	Métrica	Promedio		Desviación estándar		Unidad de medida
		PC	HP	PC	HP	
1	AMPLITUD	295.71	312.50	20.24	0.00	píxeles
2	DIÁMETRO	190.71	87.50	73.38	0.00	píxeles
3	TAREAS	12.81	17.00	4.82	0.00	cantidad de
4	TP	0.21	0.55	0.17	0.12	bits/seg
5	TE	0.54	0.25	0.11	0.10	%
6	TM_MEAN	6918.19	3012.86	2398.21	61.85	mseg
7	DCO_MEAN	148.18	33.63	101.60	7.63	píxeles
IRISCOM						
	Métrica	Promedio		Desviación estándar		Unidad de medida
		PC	HP	PC	HP	
8	DES	155.39	35.35	136.54	7.77	píxeles
9	DIS_H	30.29	5.56	21.02	2.30	píxeles
10	DIS_V	26.11	7.29	15.03	2.52	píxeles
11	F_IRIS_P_MEAN_X	251.76	197.11	274.91	62.45	mHz
12	F_IRIS_P_MEAN_Y	286.77	197.83	393.87	57.38	mHz
13	F_IRIS_D_MEAN_X	4.04	4.10	0.83	0.23	Hz
14	F_IRIS_D_MEAN_Y	3.99	4.09	0.86	0.18	Hz
ENLAZA						
	Métrica	Promedio		Desviación estándar		Unidad de medida
		PC	HP	PC	HP	
15	ROM_MEAN_F	39.44	3.46	28.49	0.76	grados
16	ROM_MEAN_T	66.05	6.40	62.31	3.63	grados
17	ROM_MEAN_S	29.23	7.96	19.09	5.76	grados
18	ROM_DIS_H	3.35	0.58	4.65	0.82	grados/píxeles
19	ROM_DIS_V	1.66	0.53	2.06	0.75	grados/píxeles
20	FEN_PICO_F	34.55	16.78	12.04	6.32	mHz
21	FEN_PICO_T	55.79	18.31	37.06	9.23	mHz
22	FEN_PICO_S	45.21	16.78	27.79	9.08	mHz
23	FEN_DIS_F	1.73	2.32	0.64	0.88	Hz
24	FEN_DIS_T	3.44	2.09	2.57	1.38	Hz
25	FEN_DIS_S	2.23	2.08	1.34	0.93	Hz

**Tabla 6.2:** Resumen de las medias y las desviaciones estándar de las métricas principales desarrolladas en la sección 4.1.1, 4.1.2 y 4.1.3 de ambos grupos: participantes con PC y sin discapacidad.

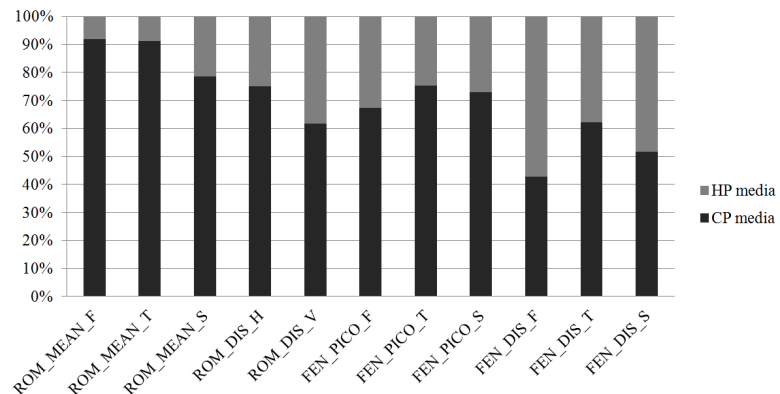
## 6. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS



(a) Comparación métricas funcionales



(b) Comparación métricas relativas al IRISCOM



(c) Comparación métricas relativas al ENLAZA

**Figura 6.1:** Representación gráfica de la relación entre los promedios.

## 6. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

---

Métrica	Sin FK	Con FK	% de mejora relativa *
DCO_MEAN	130,0	117,8	-10 %
DES	175,1	150,8	-16 %
DIS_H	34,0	42,2	20 %
DIS_V	28,9	32,4	11 %

**Tabla 6.3:** Promedio de cada métrica de todos los usuario con PC, sin los datos de CP1.

Es importante recordar que la implementación del filtro ha sido hecha después de las pruebas (off-line). Con la implementación on-line se espera que pueda mejorar el control del cursor ya que la realimentación visual que tendría el usuario permitiría que la tarea se realice con mayor destreza.

La frecuencia de digitalización del sistema IRISCOM no es constante. Esta variación ocurre cuando el sistema pierde al usuario (por ejemplo, debido a que éste se encuentra mirando fuera del rango de movimiento). El algoritmo de identificación del rostro del usuario implica un esfuerzo computacional adicional que exige variar el periodo de digitalización, no necesario durante la operación normal. Un sistema híbrido, capaz de identificar la salida del usuario del rango de movimiento del IRISCOM no debería tener variaciones en su tasa de digitalización, ya que el esfuerzo computacional sería aligerado por el soporte del sistema ENLAZA.

En el Anexo B se presentan los artículos generados, frutos del trabajo abordado.

### 6.2. Trabajos futuros

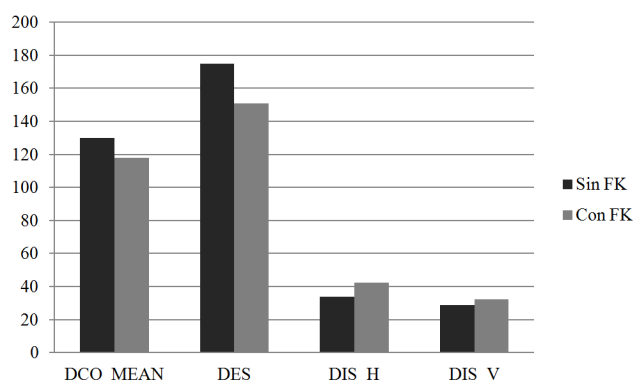
Los resultados obtenidos sugieren un conjunto de trabajos que deben ser abordados en el futuro, los cuales son detallados a continuación.

Según el equipo de ASPACE Cantabria, algunos usuarios tienen limitaciones para acceder a las interfaces basadas en el seguimiento del iris o de la cara debido a sus movimientos involuntarios. Sin embargo, para aquellos que tienen un cierto control voluntario, estas interfaces resultan una herramienta eficaz. En base a esto se ha planteado el diseño conceptual de la arquitectura del sistema multimodal. Un trabajo que se plantea es la implementación de este diseño que pretende la integración de los sistemas IRISCOM y ENLAZA. Esto podrá proporcionar interfaces más accesibles a los usuarios.

Un trabajo interesante será analizar con precisión y rigor en qué grado influye, tanto física como cognitivamente, el uso del sistema desarrollado, a través de las interfaces IRISCOM y ENLAZA. Para ello, se tendría que realizar una planificación de la experimentación a largo plazo. Se tendría que estudiar el uso de la interfaz como dispositivo de entrada para controlar aplicaciones informáticas de tipo general o adaptado y analizar el proceso de aprendizaje del usuario en el control del cursor en un

## 6. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

---



**Figura 6.2:** Representación gráfica de las métricas con y sin filtro implementado de la Tabla 6.3 (ordenada en píxeles).

programa completo de entrenamiento, cuya complejidad podrá aumentar gradualmente. La evolución del aprendizaje será analizada de forma objetiva a través de métricas especiales.

Como complemento para facilitar y mejorar la calibración, se estudiará la aplicación de alguna estrategia de filtrado junto a otras técnicas de facilitación basadas en la adaptación del entorno, como por ejemplo la técnica de cruce por objetivo [69]. Esta combinación puede aportar mayor versatilidad a la interfaz, con lo que se espera alcanzar un mayor número de usuarios.

La tecnología inercial supone una nueva oportunidad para el análisis del movimiento y la extracción de patrones cinemáticos de tipo voluntario y patológico. Se planteará, en esta línea, el desarrollo de un sistema de análisis del movimiento del cuerpo completo, que permita objetivar el impacto de las terapias y tratamientos de rehabilitación actuales, complementando la valoración funcional y subjetiva del equipo de terapeutas. La captura del movimiento y su representación virtual en la pantalla del computador permitirá incentivar a los usuarios en el ejercicio de la terapia.

Se deberán crear aplicaciones virtuales de tipo lúdico, como videojuegos, que incrementarán el interés y la motivación de los usuarios, lo que tendrá un impacto positivo en la rehabilitación. Las experiencias han demostrado que las tareas se vuelven largas en casos donde no el usuario no tiene un buen control del cursor, lo que podría ser compensado si la tarea ofreciera distracción y diversión al usuario. González et al., [77], presentan el análisis de tres videojuegos con reconocimiento de voz que permiten realizar de manera lúdica la rehabilitación de niños con problemas de lenguaje. Las pruebas y resultados indican que la interfaz implementada es usable y motiva a los niños a participar con más entusiasmo en sus terapias de rehabilitación, al mismo tiempo que sus sesiones se realizan de manera transparente para ellos.

Para la selección de los participantes en este trabajo se ha tenido en cuenta, como criterio de inclusión, la existencia de una discapacidad motora que limite las posibi-

## 6. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

---

lidades de interacción con los productos de apoyo. Será interesante ampliar tanto el número de usuarios, para alcanzar una muestra superior, como evaluar los desarrollos realizados con otros colectivos, como aquellos con lesión medular o con accidente cerebro-vascular, que comúnmente tienen limitaciones para acceder al computador a través de las interfaces convencionales. Se podría buscar ampliar la experimentación a personas con trastornos de socialización, de comunicación y emocionales.

Sería interesante verificar que relación existen entre las distintas métricas definidas. Es decir, si por ejemplo se reduce una métrica, ¿como se ven afectadas el resto de las métricas, ¿existen métricas con alta dependencia? ¿Podría esto deberse a que miden lo mismo? También una tarea interesante sería verificar si existe alguna relación entre los perfiles de los participantes y las métricas?

Para el autor de esta tesis, la búsqueda de soluciones tecnológicas para ayudar a las personas con PC constituye una línea de investigación de gran interés y supone un reto para la comunidad científica y empresas dedicadas al diseño de interfaces. En este sentido, el autor espera ampliar sus conocimientos, difundirlos al mundo científico, comercial y social realizando nuevas aportaciones junto a un equipo de profesionales multidisciplinar compartiendo las mismas inquietudes científicas, tecnológicas y humanas.

# Apéndice A

## Filtro Kalman

El filtro de Kalman es muy empleado en la interacción persona-máquina, generalmente aplicado a minimizar la latencia entre el usuario y el dispositivo a través de la predicción del siguiente estado.

Kiruluta et al. propusieron un sistema que emplea un filtro de Kalman para predecir el movimiento de cabeza empleando los datos de su posición, [78]. El estudio comparó un filtro de Kalman de aceleración constante con un método de ajuste polinómico. Los resultados experimentales demostraron que el filtro de Kalman proporciona una buena compensación de la latencia para un movimiento moderado pero presenta cierta degradación a medida que la velocidad del movimiento se incrementa. Baldwin et al. estudiaron diferentes modelos para predecir el comportamiento motor humano en tareas de control del ratón convencional, concluyendo que un modelo de velocidad constante es el que ofrece mejores resultados, [79]. Azuma y Bishop desarrollaron un sistema predictivo del seguimiento de la cabeza empleando sensores inerciales y filtrado de Kalman, [80]. El sistema mejoró la latencia en la mayoría de las condiciones. Raya et al. presentan la implementación del filtro de Kalman robusto (RKF), diseñado para facilitar el control motor fino basado en la caracterización de los movimientos involuntarios en términos de tiempo, frecuencia y rango de movimiento. El filtro aumenta la directividad del puntero y el tiempo de adquisición se reduce en un factor de diez, [11].

Komofortsev y Khan presentan un modelo matemático del ojo humano que utiliza las propiedades anatómicas del sistema visual humano para predecir las trayectorias de movimiento de los ojos. El modelo de ojo matemático se adapta a la forma de filtro de Kalman para proporcionar la predicción de la posición continua del ojo durante todos los tipos de movimientos oculares. Los resultados presentados en este documento indican que el modelo de ojo propuesto en una forma de filtro de Kalman mejora la precisión de la predicción del movimiento del ojo y es capaz de un rendimiento en tiempo real, [81]. Koh et al. evalúan la capacidad de dos modelos de detección de movimiento del ojo: umbral de velocidad (I-VT) y filtro de Kalman (I-KF) cuando son



## A. FILTRO KALMAN

---

empleados en interfaces guidas a través de la mirada. Comentan que el uso del filtro de Kalman reduce el ruido en la señal del movimiento de los ojos y predice la señal durante breves fallos de movimiento del ojo. Evalúan el desempeño de los modelos I-VT e I-KF utilizando las directrices de la norma estándar ISO 9241 parte 9, que está diseñada para la evaluación de los dispositivos de entrada diferentes al teclado y ratón, con énfasis en el rendimiento, la comodidad y el esfuerzo necesarios. Los resultados indican que el modelo I-KF permitió a los participantes completar más tareas en tiempos de ejecución más cortos. Esto proporciona al usuario mayor comodidad, precisión y velocidad de operación, respecto al modelo I-VT, [82].

El objetivo de este apéndice, además de señalar la literatura que comenta la utilidad del filtro de Kalman en sus diversas implementaciones, es desarrollar algunos detalles del filtro de Kalman y la implementación realizada en Matlab.

### A.1. Notación matricial del filtro de Kalman

El sistema de ecuaciones en notación matricial que representa la dinámica del sistema viene dado por:

$$X_{k+1} = F * X_k + U_k \quad (\text{A.1})$$

donde  $X_k$  es el vector de estados,  $F$  la matriz de transición de estados y  $U_k$  es el vector de ruido del sistema con covarianza  $Q$ . La ecuación de observación es de la forma:

$$Y_k = H * X_k + V_k \quad (\text{A.2})$$

donde  $Y_k$  es el vector de medida,  $H$  es la matriz que relaciona la medida con el estado (matriz de observación) y  $V_k$  es la matriz de ruido de observación con covarianza  $R$ .

El filtro de Kalman se compone de dos etapas, predicción y actualización. La predicción del estado siguiente ( $k + 1$ ) a partir de la estimación anterior ( $k$ ) se realiza a través de la ecuación:

$$\dot{X}_{k+1,k} = F * \dot{X}_{k,k} \quad (\text{A.3})$$

Tal estimación a priori es corregida teniendo en cuenta la medida, dando lugar a la estimación a posteriori que corresponde a las ecuaciones de actualización o filtrado, dando lugar a la denominada ecuación de Kalman:

$$\dot{X}_{k+1,k+1} = \dot{X}_{k+1,k} + K_k(Y_k - H\dot{X}_{k+1,k}) \quad (\text{A.4})$$

El término  $K_k(Y_k - H\dot{X}_{k+1,k})$  se denomina comúnmente residuo y representa la discrepancia entre la predicción de la medida  $H\dot{X}_{k+1,k}$  y el valor medido  $Y_k$ . La matriz

## A. FILTRO KALMAN

---

$K_k$  es llamada ganancia de Kalman cuya función es pesar el error de estimación de forma que se minimice la covarianza del error:

$$K_k = P_{k+1,k} H^T (R + H P_{k+1,k} H^T)^{-1} \quad (\text{A.5})$$

donde  $R$  es la covarianza del error de la medida y  $P_{k+1,k}$  es la estimación a priori de la covarianza del error de estimación dada por:

$$P_{k+1,k} = F P_{k,k} F^T + Q \quad (\text{A.6})$$

donde  $Q$  es la covarianza del error del proceso. Finalmente, la predicción de la covarianza del error de estimación es actualizada:

$$P_{k+1,k+1} = (I - K_k) P_{k+1,k} \quad (\text{A.7})$$

La incertidumbre en el estado de la estimación debido a componentes aleatorias en el movimiento de la referencia o por un mal modelado de la cinemática se representa por la matriz  $Q$ . La elección de la matriz  $Q$  dependerá de la aplicación en particular y, en general está basada en aproximaciones empíricas. En nuestro caso, la  $Q$  representa los cambios de velocidad originados por movimientos involuntarios. Si suponemos que el movimiento voluntario tiene incrementos de aceleración que son constantes e independientes en cada intervalo podemos formular  $Q$  de la siguiente forma:

$$Q = \sigma_u^2 \begin{bmatrix} \frac{T^4}{4} & \frac{T^3}{2} \\ \frac{T^3}{2} & T^2 \end{bmatrix} \quad (\text{A.8})$$

Donde  $\sigma_u^2$  es la varianza de la componente aleatoria de la velocidad. Los valores de  $R$  y  $Q$  fueron determinados de forma heurística, según el trabajo de tesis doctoral de Raya, [4]. Un parámetro que el autor tuvo en cuenta fue el retardo que introduce el filtro. Este parámetro es limitante ya que provoca una descoordinación visual-motora que dificulta el ejercicio de control. Raya señala que el retardo no puede ser superior a 40ms, [83]. Por otro lado, la acción del filtro ha de ser suficiente para reducir el efecto del movimiento involuntario en el control. Estos dos requerimientos establecen un compromiso con base en el que los valores seleccionados han sido  $\sigma_u^2 = 100$  y  $R = 50$ .

Con este proceso, el filtro de Kalman realiza una predicción del próximo estado con base en una nueva medida y en la covarianza del error de estimación la cual informa del grado de incertidumbre de la predicción.

En nuestra aplicación tenemos la medida de la posición del cursor dada en sus coordenadas horizontal y vertical. Asumiendo que el movimiento del objetivo, en este caso el cursor, se mueve con velocidad constante y las aceleraciones son consideradas como ruido aleatorio que se superpone a la medida, particularizamos la formulación del filtro de Kalman de la siguiente forma:

## A. FILTRO KALMAN

---

```

for i=1:longitud(X)
|           %Prediccion %
|           if(i ≠ 1)
|               |           Xhat(:,i) = F*X(:,i-1);
|               |           Phat = F*P*FT + Q;
|           else
|               |           Xhat(:,i) = X0;
|               |           Phat = P0;
|           end
|           % Actualización %
|           K(:,i) = Phat*HT*...
|           inv(R + (H*Phat*HT));
|           X(:,i) = Xhat(:,i) + ...
|           K(:,i)*(Y(i)-H*Xhat(:,i));
|           P = (I-K(:,i)*H)*Phat;
end
salida = H*X;

```

**Tabla A.1:** Parte del pseudocódigo del filtro de Kalman implementado. Podemos leer el bucle de filtrado.

$$F = \begin{bmatrix} \frac{T^4}{4} & \frac{T^3}{2} \\ \frac{T^3}{2} & T^2 \end{bmatrix} \quad (\text{A.9})$$

$$X = \begin{bmatrix} \text{Posición} \\ \text{Velocidad} \end{bmatrix} \quad (\text{A.10})$$

$$H = \begin{bmatrix} 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.11})$$

donde  $T$  representa el periodo de muestreo y *Posición* y *Velocidad* son la variables de estado correspondientes a las posiciones y velocidades del cursor respectivamente.

## A.2. Implementación del Filtro de Kalman

El filtro de Kalman ha sido aplicado a los datos de ambos ejes independientemente. Es decir, los datos del cursor sobre el eje X han sido filtrados con una instancia de la función de filtrado independiente de la instancia de filtrado para los datos correspondientes al eje Y. La Tabla A.1 recoge parte del pseudocódigo del proceso completo de predicción y actualización.

## **Apéndice B**

### **Difusión científica**

Se han redactado artículos científicos con respecto al trabajo realizado. Estos artículos han sido enviados a la International Conference on NeuroRehabilitation. Converging Clinical and Engineering Research ICNR 2012 (Toledo, España), al Seminario CYTED de la Red Temática IBERADA 2012 (Vitória-ES, Brasil), a la XXXIII Jornadas de Automática 2012 (Vigo, España) y al VII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad IBERDISCAP 2013 (Santo Domingo, República Dominicana). Estos artículos se presentan a continuación, en el orden en que han sido enumeradas.

## **B. DIFUSIÓN CIENTÍFICA**

---

### **B.1. International Conference on NeuroRehabilitation. Converging Clinical and Engineering Research ICNR 2012. Toledo, España.**

# Preliminary result from a multimodal interface for cerebral palsy users based on eye tracking and inertial technology

A. Clemotte, R. Raya, R. Ceres and E. Rocon

**Abstract**—Cerebral palsy (CP) is a disorder that arises in childhood and stays the rest of life. CP affects movement, posture and muscle tone. According ASPACE Confederation CP is a whole person disorder consisting of a permanent but not unchanging disorder of muscle tone, posture and movement due to a non-progressive lesion in the brain before the development and growth are complete”. CP generates constraints that affect motor control of traditional human-computer interfaces (HCI), reducing the opportunities for interaction. There are various solutions to access computer for people with disabilities. However, accessibility is compromised when the user suffers a severe motor impairment. This paper hypothesizes that the integration of HCI that use different technologies can facilitate access to the computer for people with severe neuro-motor limitations. Based on this hypothesis, we studied in a practical way, with people with CP, the features of two existing HCI: IRISCOM, an eye tracking interface and ENLAZA, a head motion tracking based on inertial technology. Several metrics will be used to evaluate the usability of the IRISCOM system as input device for subjects with CP. The head posture will be analyzed using the ENLAZA interface in order to estimate its influence on the usability of the IRISCOM system

## I. INTRODUCTION

People with CP often have severe limitations using conventional HCI. Davies et al. presented a review of the development, use and effectiveness of devices that enable or enhance self-directed computer access by individuals with CP [1]. Access solutions for individuals with CP are in the early stages of development and future work should include assessment of end-user comfort, effort and performance, as well as design features [1]. The IRISCOM is used successfully with people with amyotrophic lateral sclerosis (ALS), but for use with people with CP, which is a totally different disability, it is necessary to assess what are the limitations of the system. This article will present some preliminary results of a work that seeks to provide a multimodal interface that will integrate various types of technology.

## II. METHODOLOGY

### A. Participants

7 people with severe CP and 2 healthy users were recruited (mean and standard deviation of participants' age: 29 and 6 respectively). There was not a previous familiarization phase with the interfaces. Tests were carried out in ASPACE-Cantabria (Spain). Aspace-Cantabria has expertise in using some alternative devices as eye-tracking interfaces.

A. Clemotte want to thank to: Itaipu Binacional, Parque Tecnológico de Itaipu, Fundación Carolina and Universidad Politécnica de Madrid.

A. Clemotte, R. Raya, R. Ceres and E. Rocon are with the Bioengineering Group of the Spanish Research Council, Madrid, Spain (e-mail: alejandro.clemotte@car.upm-csic.es).

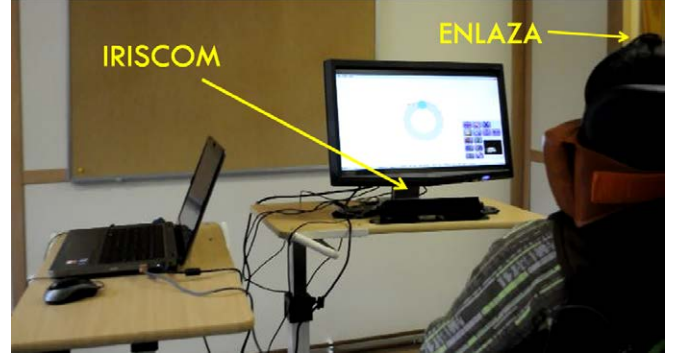


Fig. 1. A moment of the trial where it can be seen the two interfaces (IRISCOM and ENLAZA), the trial that is displayed in the monitor of the computer and a subject back with CP

### B. Procedure

The test required participants to look at an on-screen target and dwell on it for 2s for selection. Then, the target changed its position following a sequential order. Test was performed by using IRISCOM [2] as the cursor's controller. The head motion system ENLAZA [3] recorded the range of motion (ROM) of the head. The trials (target-reaching task) were carried out up to 204 times per subject (mean 117, minimum 10). Figure 1 presents the test scenario.

### C. Main outcome measures

1) *Throughput (TP)*: ISO 9241-9 [4] establishes uniform guidelines and testing procedures for evaluating computer pointing devices. The metric for comparison is called *Throughput*, in bits per second (bits/s), and includes both: speed and accuracy of users' performance.

2) *ROM*: Abnormal postures can be identified by measuring the spatial variables such as range of motion (ROM). Euler Angles define rotation using three angles that can easily be physically related to frontal, sagittal, and transverse axes. ROM is defined as the difference between the maximum and minimum values of Euler angles.

3) *Mean deviation (MD) and dispersion of the eye (DIS)*: The MD is the Euclidean distance between the mean position of the cursor and the center of the target. The DIS is calculated as the standard deviation of the samples around the mean position. There will be presented also the ratio (RATIO-DIS) between the horizontal (DIS/H) and vertical (DIS/V) DIS to measure the relationship between them.

4) *Error rate (ER)*: The ER of each condition is calculated as the relation between number of targets in which the click was done outside target and the total amount of target.

TABLE I  
RESULTS FROM HEALTHY SUBJECTS AND SUBJECTS WITH CP

Outcome measures	H1	H2	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	Units
Throughput	0.5	0.6	0.4	0.1	0.3	0.1	0.1	0.1	0.1	bits/s
ROM/frontal	3.8	3.2	55.0	4.8	26.8	20.8	47.2	39.1	82.4	Degrees
ROM/sagittal	9.6	6.4	53.7	15.1	31.6	7.2	54.6	39	42.6	Degrees
ROM/transverse	7.0	5.8	62.9	5.0	18.1	13.3	30.2	21.1	67.3	Degrees
Mean Dispersion	40.8	29.9	37.2	154.9	46.2	111.1	276.9	151.8	92.5	Pixels
DIS/H	7.2	3.9	8.3	13.8	10.2	40.1	92.9	82.8	53.1	Pixels
DIS/V	9.1	5.5	9.6	9.8	11.9	23.9	60.3	46.7	60.7	Pixels
RATIO-DIS	0.9	0.8	0.9	1.4	0.8	1.4	1.4	1.7	0.9	Pixels
Error Rate	32%	18%	32%	60%	45%	52%	50%	67%	44%	

### III. RESULTS

#### A. Healthy subjects (H1, H2)

The TP is around 0.5 bits/s (mouse 4.3 bits/s). The factors affecting this issue are: lack of experience by the participants and the delay which requires a click, due it works with dwell time. The ROM signals a mean sagittal rotations of  $8^\circ$ , a frontal rotation of  $3.5^\circ$  and transverse rotations of  $6.5^\circ$ . The MD is around 35 pixels with a mean DIS/H of 6.1 pixels and a DIS/V of 7.9 pixels. The mean RATIO-DIS is approximately 0.85. The mean ER was around 25%. This is due to little experience of the participant with the eye tracking based interface. The overall results are presented in the Table I

#### B. Subjects with Cerebral Palsy (CP1, ..., CP7)

The TP has a mean value of 0.2 bits/seg (max 0.4, min 0.1). The mean sagittal ROM is  $34.8^\circ$  (max  $54.6^\circ$ , min  $7.2^\circ$ ),  $39.4^\circ$  (max  $82.4^\circ$ , min  $4.8^\circ$ ) for frontal and  $31.1^\circ$  (max  $67.3^\circ$ , min  $5^\circ$ ) for transversal. The ROM shows a wide movement in all the axes for the CP participants. The MD is 124.5 pixels (max 276.9, min 37.2). The DIS/H is 43.0 pixels (max 92.8, min 8.3) and the DIS/V has a mean of 31.8 pixels (max 60.7, min 9.6). The mean RATIO-DIS is 1.2. There is a relation between the MD and the DIS: more deviation is reflected in more dispersion. The mean ER of the participant with CP is more than twice the mean ER of the healthy participant with a mean value of 50% (max 67%, min 32%). The overall results are presented in the Table I

### IV. CONCLUSION

Test was performed with two interfaces: ENLAZA and IRISCOM, 2 healthy users and 7 users with CP participated in the tests, five metrics were defined. The TP is almost half for the CP participants compared with the TP of the healthy participant. The sagittal and transverse ROM is almost 5 times higher than the mean ROM of the healthy participant. The ROM shows a wide movement in both axes for the CP participants. The results show a MD of the cursor for the CP users more than 3 times bigger than the MD of the healthy participant. The ER is almost twice for the CP participants. The overall results are summarized in the Table II. The multimodal interface may improve the accessibility of the computer for the CP group, since the loss of usability seems

TABLE II

RELATION BETWEEN THE METRICS OF HEALTHY AND PC USERS

Metric Relation	CP/Healthy	Metric Relation	CP/Healthy
Throughput	0.3	ROM/frontal	11.4
ROM/sagittal	4.4	ROM/transverse	4.9
MD	3.3		
DIS/H	7.1	DIS/V	4.0
RATIO-DIS	1.5	Error Rate	1.9

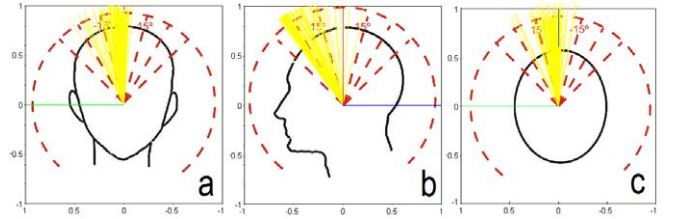


Fig. 2. ROM frontal (a), sagittal (b) and transversal for user with CP CP1

to be related to the difficulty in maintaining postural control of the head. As future work will be analyzed more parameters to identify the constraints that prevent CP users accessing the computer and fusion interface to improve usability.

### V. ACKNOWLEDGMENT

Authors thank ABC EU Project, ASPACE-Cantabria, especially to T. González and A. Ruiz, and IRISCOM, especially to X. Valencia.

### REFERENCES

- [1] T. Davies, S. Mudge, S. Ameratunga, and N. Stott, "Enabling self-directed computer use for individuals with cerebral palsy: a systematic review of assistive devices and technologies," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 52, no. 6, pp. 510–516, 2010.
- [2] P. Palomo, T. Gonzalez, R. Rivas, I. I., and A. Ruiz, "IRISCOM. proyecto iris," *IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad*, pp. 87 – 91, 2009.
- [3] R. Raya, E. Rocon, R. Ceres, J. Harlaar, and J. Geytenbeek, "Characterizing head motor disorders to create novel interfaces for people with cerebral palsy: Creating an alternative communication channel by head motion," in *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on*. IEEE, 2011, pp. 1–6.
- [4] *Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (VDTs) - Part 9: Requirements for non-keyboard input devices ISO/DIS 9241-9*, International Organization for Standardization (2000) ISO Std.

## **B. DIFUSIÓN CIENTÍFICA**

---

### **B.2. Seminario CYTED de la Red Temática IBERADA 2012. Vitória-ES, Brasil.**



# Análisis experimental de interfaces para personas con discapacidades neuromotoras

A. Clemotte<sup>1</sup>, R. Raya<sup>2</sup>, R. Ceres<sup>3</sup>, E. Rocon<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Universidad Católica “Nuestra Señora de la Asunción”: Asunción, Paraguay, ale\_clemotte@uca.edu.py

<sup>2</sup>Grupo de Bioingeniería, Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC): Madrid, España, rafael.raya@csic.es

<sup>3</sup>Grupo de Bioingeniería, CSIC: Madrid, España, ceres@iai.csic.es

<sup>4</sup> Grupo de Bioingeniería, CSIC: Madrid, España, e.rocon@csic.es

**Resumen.** La parálisis cerebral (PC) es un trastorno que surge en la infancia y se mantiene el resto de la vida. La PC afecta el movimiento, la postura y el tono muscular. Según la Confederación ASPACE la PC es un “trastorno global de la persona consistente en un desorden permanente y no inmutable del tono muscular, la postura y el movimiento, debido a una lesión no progresiva en el cerebro antes de que su desarrollo y crecimiento sean completos”. La PC genera limitaciones que afectan el control motor de las interfaces persona-ordenador (human-computer interfaces, HCI) tradicionales, lo que reduce las posibilidades de interacción con éstas. Hay varias soluciones de acceso al computador para personas con discapacidad. Sin embargo, la accesibilidad se ve comprometida cuando el usuario sufre una discapacidad motora severa. En este trabajo se plantea la hipótesis de que la integración de HCI's que utilizan diferentes tecnologías pueden facilitar el acceso al ordenador a personas con graves limitaciones neuromotoras. Sobre la base de esta hipótesis, se ha realizado un estudio práctico, con personas con PC, de dos interfaces existentes: IRISCOM (interfaz de seguimiento del iris) ENLAZA (interfaz de seguimiento del movimiento de la cabeza basada en tecnología inercial). Varias métricas se utilizan para evaluar la utilidad del sistema IRISCOM como dispositivo de entrada para los sujetos con PC. La postura de la cabeza se analiza mediante la interfaz ENLAZA con el fin de estimar su influencia sobre la capacidad de uso del sistema IRISCOM.

**Palabras clave:** Parálisis cerebral, Interfaz persona-computador, Seguimiento del iris, Tecnología inercial

## 1. Introducción y contenidos

Las personas con PC a menudo tienen graves limitaciones utilizando HCI convencionales. El uso del computador tiene un gran potencial no sólo en comunicación, sino también en tareas de rehabilitación, ya que pueden programarse una serie de tareas funcionales con el fin de desarrollar determinadas aptitudes de los niños con PC. El computador permite experimentar una interacción con entornos virtuales en tiempo real que de otra forma resultarían inaccesibles. Además, los educadores pueden configurar fácilmente niveles de intensidad o duración del ejercicio.

Davies et al., [1], han presentado una revisión del desarrollo, la utilización y efectividad de los dispositivos y tecnologías que permiten o mejoran el acceso a una computadora por parte de personas con parálisis cerebral. La revisión ha separado las HCI en cinco categorías: dispositivos de señalamiento, modificaciones de teclado, opciones basadas en pantallas, software de reconocimiento del habla y de gestos y algoritmos y mecanismos de filtrado. Las soluciones de acceso al ordenador para las personas con PC se encuentran en las primeras etapas de la labor de desarrollo y trabajos futuros deben incluir la evaluación de la comodidad del usuario final, el esfuerzo y el rendimiento, así como las características de diseño [1].

El IRISCOM se utiliza con éxito con personas con esclerosis lateral amiotrófica (ELA), pero para el uso con personas con parálisis cerebral, que es una discapacidad totalmente diferente, es necesario evaluar cuáles son las limitaciones del sistema. En este artículo se presentan algunos resultados preliminares de un trabajo que busca proporcionar una interfaz multimodal que integre los diferentes tipos de tecnología.

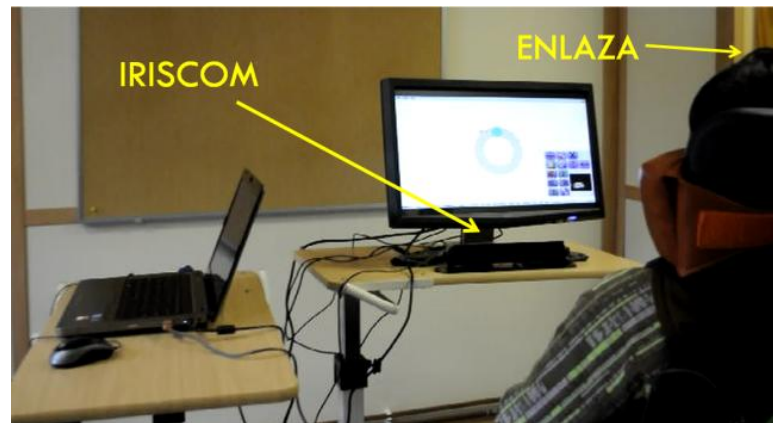


Figura 1. Un momento de las pruebas en el que se puede ver las dos interfaces (IRISCOM y ENLAZA), la aplicación que despliega la tarea en el monitor y sujeto con CP de espalda.

## 2. Metodología

### 5.1. Participantes

7 personas con PC severa y 2 usuarios sanos fueron reclutados (media y desviación estándar de las edades de los participantes: 29 y 6, respectivamente). No se realizó una fase previa de familiarización con las interfaces con ningún participante. Las pruebas se llevaron a cabo en ASPACE-Cantabria (Santander, España). El personal de Aspace-Cantabria tiene experiencia en el uso de algunos dispositivos alternativos como interfaces de seguimiento ocular.

### 5.2. Instrumentos

**ENLAZA.** La interfaz inercial ENLAZA se basa en una unidad de medición inercial (inertial measurement unit, IMU) que integra un acelerómetro tridimensional (3D), un giroscopio 3D y un magnetómetro 3D montado en un casco comercial. Un IMU calibrado mide la aceleración 3D (causada por el movimiento y la gravedad), la velocidad angular 3D y campo magnético terrestre 3D. Las rotaciones transversal y sagital, se convierten a los desplazamientos horizontales y verticales, respectivamente. La rotación frontal no produce desplazamientos. El rastreador inercial muestrea a 50 Hz con un error máximo de 1,34 °. La interfaz inercial fue validada por cinco usuarios sanos (edad 25-32 años) según la norma ISO-9241, parte 11, [6].

**IRISCOM.** El sistema IRISCOM consta de una cámara y dos emisores de luz infrarroja acopladas a un ordenador personal. Los emisores de luz infrarroja se dirigen a la cara del usuario y la cámara se encarga de recoger la luz reflejada. Un software identifica el ojo y el reflejo de luz de las pupilas del usuario. Con esta información, el software calcula donde mira el usuario y convierte esta información en coordenadas de posición para el ratón. Una vez el puntero se encuentra en el lugar deseado, bien parpadeando de manera deliberada o por latencia (manteniendo el puntero del ratón dentro de un área ajustable durante un tiempo también ajustable) el usuario puede realizar todas las funciones habituales (pulsar botón izquierdo, botón derecho, pinchar y arrastrar, etc.) [2].

### 5.2. Procedimiento

El sistema de medición incluye a los sistemas ENLAZA e IRISCOM, conectados según el diagrama de bloques del sistema completo es presentado en la Figura 5. Mediante este sistema se realizaron experimentos con el objetivo de cuantificar la usabilidad de la interfaz IRISCOM e investigar la posible fusión con el sistema ENLAZA. La Figura 1 presenta el escenario de una de las pruebas.

Las pruebas requieren que los participantes miren un objetivo en la pantalla y que mantengan la mirada en el objetivo durante 2 segundos para su selección. Entonces, el objetivo cambia su posición siguiendo un orden secuencial. Los participantes fueron instruidos para ubicar el cursor sobre el objetivo lo más

rápidamente posible. En la Figura 2 podemos ver una serie de imágenes similares a las que verían los participantes durante la prueba. Los ensayos de tipo alcance de objetivos se llevaron a cabo hasta 204 veces por participante (media 117, mínimo 10) durante 3 días consecutivos. Cada condición consiste en alcanzar el objetivo hasta 17 veces, dependiendo de las capacidades de los participantes. La prueba se realizó mediante el uso del sistema IRISCOM [2] como controlador del cursor. El sistema de seguimiento del movimiento de la cabeza ENLAZA [3] registró la amplitud de movimiento (ROM) de la cabeza.

### 5.3. Métricas

**Throughput (TP).** El ISO 9241-9 [4] establece directrices y procedimientos de evaluación de pruebas de dispositivos informáticos para ejercicios de tipo alcance de objetivos y permite una medida de la usabilidad de una HCI. La métrica de comparación se llama Throughput, en bits por segundo (bits/s), e incluye tanto la velocidad como la precisión del rendimiento de los usuarios.

**ROM.** Las posturas anormales se pueden identificar mediante la medición de las variables espaciales, tales como el rango de movimiento (ROM). Los ángulos de Euler definen rotaciones con tres ángulos que fácilmente pueden ser físicamente relacionados a los ejes frontal, sagital y transversal. El ROM se define como la diferencia entre los valores máximo y mínimo de los ángulos de Euler. En la Figura 3 podemos ver el ROM de una persona sana y una persona con PC.

**La desviación media (MD) y la dispersión del ojo (DIS).** La MD es la distancia euclidiana entre la posición media del cursor y el centro del objetivo. El DIS se calcula como la desviación estándar de las muestras alrededor de la posición media. El DIS se medirá en cada eje: horizontal y vertical. Se presentará también la relación (RATIO-DIS) entre la DIS horizontal (DIS/H) y la DIS vertical (DIS/V) para medir la relación entre ambos. La representación gráfica de ambas métricas se puede apreciar en la Figura 4.

**Error rate (ER).** El ER de cada condición se calcula como la relación entre el número de objetivos en las que se realizó el clic fuera de objetivo y la cantidad total de objetivos.

## 3. Resultados y discusión

### 3.1. Participantes sanos (HS).

El TP de los participantes sanos es de alrededor de 0,5 bits/seg (ratón estándar van desde 3,7 bits/s a 4,9 bits/s [5]). Los factores que afectan el resultado son: la falta de experiencia de los participantes y la demora que requiere realizar un clic, debido a que se trabaja con tiempo de permanencia. La ROM señala una rotación media sagital de 8° y una rotación media transversal de 6,5°. El MD es de 35 píxeles, con una media DIS/H de 6,1 píxeles y una media DIS/V de 7,9 píxeles. La relación RATIO-DIS es de aproximadamente 0,85. El ER medio de todos los participantes fue 25%. Este valor del ER se debe a la poca experiencia de los participantes con el interfaz de seguimiento del iris. Los resultados globales se presentan en la Tabla 1.

### 3.2. Participantes con PC (CP1, CP2, CP3, CP4, CP5, CP6, CP7)

La TP tiene un valor medio de 0,2 bits/s (máximo 0,4 y mínimo 0,1). La ROM sagital media es de 34,8° (máximo 54,6° y mínimo 7,2°) y la ROM transversal media es de 31,1 ° (máximo 67,3° y 5° mínimo). La ROM muestra un amplio movimiento en todos los ejes para los participantes con PC. El MD es 124,5 (máximo 276,9 píxeles y un mínimo 37,2 píxeles). El DIS/H es 43,0 píxeles (máximo 92,8 y mínimo 8,3) y el DIS/V tiene una media de 31,8 píxeles (60,7 máximo y mínimo 9,6). La media de RATIO-DIS es de 1,2. Existe una relación entre el MD y el DIS: más desviación se refleja en una mayor dispersión. El ER medio de los participantes con CP es más de dos veces la media de ER para los participantes sanos con un valor medio de 50% (máximo 67% y 32% mínimo). Aspectos cognitivos tales como el aprendizaje, la concentración, la motivación puede influir en los resultados de la prueba. Los resultados globales se presentan en la Tabla 2 y en la Tabla 3.

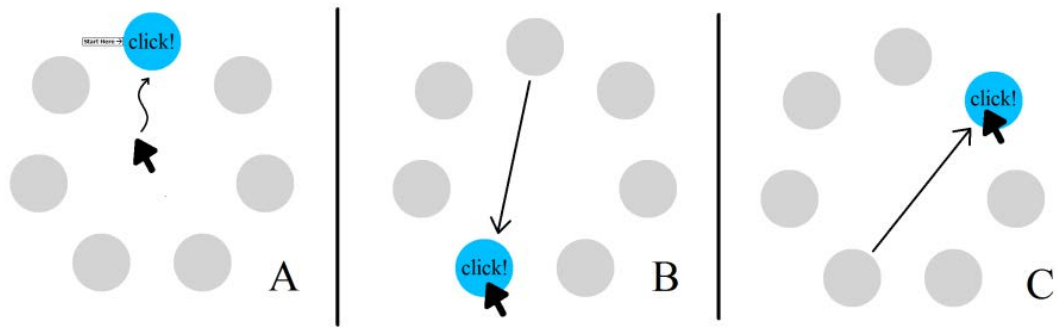


Figura 2. Las pruebas requieren que los participantes miren un objetivo en la pantalla y que mantengan la mirada en el objetivo durante 2 segundos para su selección. Entonces, el objetivo cambia su posición siguiendo un orden secuencial. A, B, C muestran una secuencia de la tarea ejecutada por los participantes.

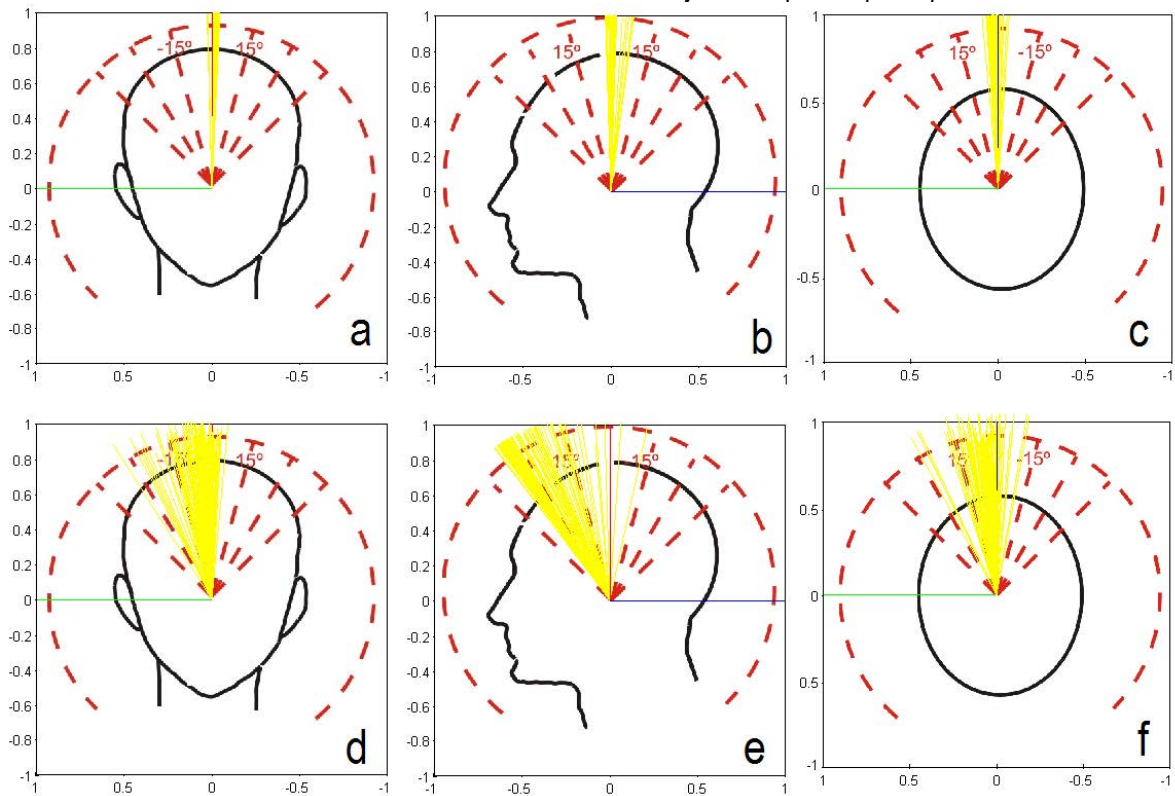


Figura 3. Rango de movimiento frontal (a), sagital (b) y transversal (c) para sujeto sin discapacidad HP1. Rango de movimiento frontal (d), sagital (e) y transversal (f) para sujeto con PC CP1

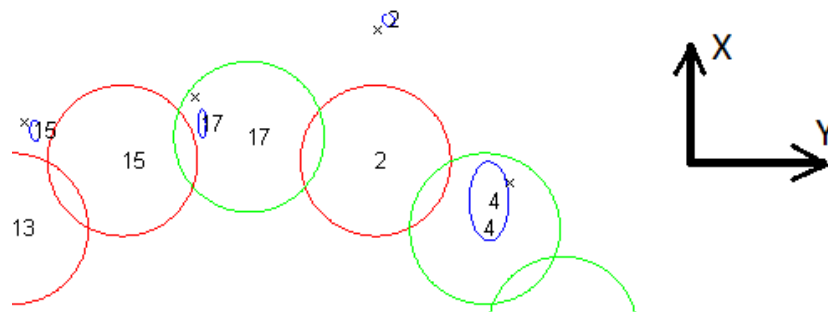


Figura 4. Los círculos representan a los objetivos. Los círculos verdes son objetivos donde el click se ha realizado dentro del área del objetivo y los círculos rojos son objetivos donde el click se ha realizado fuera del área del objetivo. Las "x" representan la posición media del cursor cuando el participante busca hacer click a un objetivo en particular. El valor de MD es la distancia desde el centro del objetivo a la "x" correspondiente. Las elipses azules representan a los valores de DIS/H y DIS/V ya que estos valores son los módulos de sus ejes.

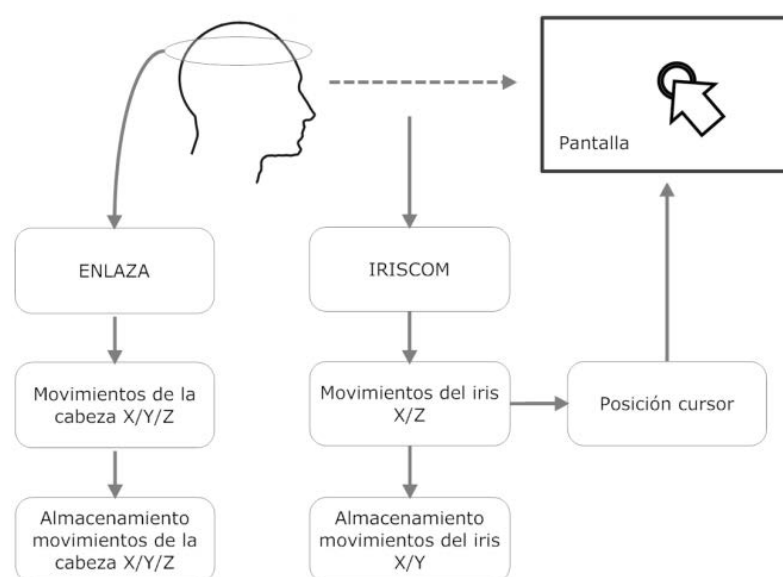


Figura 5. Diagrama de bloques del sistema propuesto. Las dos interfaces capturan tanto el movimiento de la cabeza como los del iris. La interfaz ENLAZA es representada mediante la corona en la cabeza y el sistema IRISCOM, que captura la posición del iris, mediante la flecha continua que desciende de la discontinua.

#### 4. Conclusiones y trabajos futuros

Se han realizado pruebas con dos interfaces: ENLAZA e IRISCOM. 2 usuarios sanos y 7 usuarios con PC participaron en las pruebas, para las cuales se han definido cinco métricas. El TP es casi la mitad (en media) para los participantes con PC en comparación con los participantes saludables. La ROM sagital y transversal es casi 5 veces más alta que la media de la ROM de los participantes sanos. La ROM muestra un amplio movimiento en ambos ejes para los participantes con PC. Los resultados muestran una MD del cursor para los usuarios con PC más de 3 mayor que la MD de los participantes saludables. La ER es casi el doble de los participantes con PC. Los resultados globales se resumen en la Tabla 4.

IRISCOM se utiliza con éxito con personas con esclerosis lateral amiotrófica. La interfaz multimodal puede mejorar la accesibilidad de la computadora para el grupo de personas afectadas con la PC, ya que la pérdida de capacidad de uso parece estar relacionado con la dificultad de mantener el control postural de la cabeza. Como trabajo futuro se analizarán más parámetros tratando de identificar los obstáculos que impiden a los usuarios con PC acceder al ordenador y fusión de las interfaces de manera a mejorar la usabilidad.

#### 5. Agradecimientos

Los autores agradecen al proyecto ABC de la UE, a ASPACE-Cantabria, especialmente a Teresa González y Antonio Ruiz y a IRISCOM, en especial a Xabier Valencia.

Métrica	HP1	HP2	Unidades
Throughput	0.5	0.6	bits/s
ROM/Frontal	3.8	3.2	Grados
ROM/Sagital	9.6	6.4	Grados
ROM/Transversal	7	5.8	Grados
Mean dispersion	40.8	29.9	Pixels
DIS/H	7.2	3.9	Pixels
DIS/V	9.1	5.5	Pixels
RATIO-DIS	0.9	0.8	Pixels
Error rate	32%	18%	

Tabla 1. Resultados de las mediciones de las métricas de usuarios sanos.

Métrica	CP1	CP2	CP3	CP4	Unidades
Throughput	0.4	0.1	0.3	0.1	bits/s
ROM/Frontal	55	4.8	26.8	20.8	Grados
ROM/Sagital	53.7	15.1	31.6	7.2	Grados
ROM/Transversal	62.9	5	18.1	13.3	Grados
Mean dispersion	37.2	154.9	46.2	111.1	Pixels
DIS/H	8.3	13.8	10.2	40.1	Pixels
DIS/V	9.6	9.8	11.9	23.9	Pixels
RATIO-DIS	0.9	1.4	0.8	1.4	Pixels
Error rate	32%	60%	45%	52%	

Tabla 2. Resultados de las mediciones de las métricas de los usuarios con PC, parte 1

Métrica	CP5	CP6	CP7	Unidades
Throughput	0.1	0.1	0.1	bits/s
ROM/Frontal	47.2	39.1	82.4	Grados
ROM/Sagital	54.6	39	42.6	Grados
ROM/Transversal	30.2	21.1	67.3	Grados
Mean dispersion	276.9	151.8	92.5	Pixels
DIS/H	92.9	82.8	53.1	Pixels
DIS/V	60.3	46.7	60.7	Pixels
RATIO-DIS	1.4	1.7	0.9	Pixels
Error rate	50%	67%	44%	

Tabla 3. Resultados con las mediciones de las métricas de los usuarios con PC, parte 2.

Relación entre	CP/Saludable	Relación entre	CP/Saludable
Throughput	0.3	ROM/Frontal	11.4
ROM/Sagital	4.4	ROM/Transversal	4.9
MD	3.3		
DIS/H	7.1	DIS/V	4
RATIO-DIS	1.5	Error rate	1.9

Tabla 4. Relación entre los parámetros de los usuarios con PC y los usuarios saludables.

## Referencias

- [1] T. Davies, S. Mudge, S. Ameratunga, and N. Stott, "Enabling selfdirected computer use for individuals with cerebral palsy: a systematic review of assistive devices and technologies," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 52, no. 6, pp. 510–516, 2010.
- [2] P. Palomo, T. Gonzalez, R. Rivas, I. I., and A. Ruiz, "IRISCOM. Proyecto iris," *IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad*, pp. 87 – 91, 2009.
- [3] R. Raya, E. Rocon, R. Ceres, J. Harlaar, and J. Geytenbeek, "Characterizing head motor disorders to create novel interfaces for people with cerebral palsy: Creating an alternative communication channel by head motion," in *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on*. IEEE, 2011, pp. 1–6.
- [4] Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (VDTs) - Part 9: Requirements for non-keyboard input devices ISO/DIS 9241-9, International Organization for Standardization (2000) ISO Std.
- [5] X. Zhang and I. MacKenzie, "Evaluating eye tracking with iso 9241-part 9," *Proceedings of the 12th international conference on Humancomputer interaction: intelligent multimodal interaction environments*, pp. 779–788, 2007.
- [6] R. Raya, J.O. Roa, E. Rocon, R. Ceres, and J.L. Pons. Wearable inertial mouse for children with physical and cognitive impairments. *Sensors and Actuators A: Physical*, 162(2):248–259, 2010.

**B.3. XXXIII Jornadas de Automática JA 2012. Vigo, España.**

# CARACTERIZACIÓN DE LOS PATRONES DE MOVIMIENTO Y POSTURA ALTERADOS DE PERSONAS CON PARÁLISIS CEREBRAL DISCINÉTICA MEDIANTE UNA INTERFAZ INERCIAL PERSONA-COMPUTADOR

R. Raya, E. Rocon, A. Clemotte, R. Ceres

Grupo de Bioingeniería, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, rafael.raya@csic.es

## Resumen

*El trabajo presentado en este artículo tiene como objetivo caracterizar los patrones de movimiento y postura involuntarios de personas con PC discinética. Este análisis será empleado para diseñar una interfaz persona-computador, basada en tecnología inercial, que interpreta los movimientos de la cabeza del usuario y los traduce en movimientos del puntero en el computador. La tarea propuesta consistió en alcanzar una serie de objetivos en la pantalla del computador. El análisis se realizó en el dominio del tiempo, la frecuencia y el espacio. En ella participaron 14 usuarios con PC que no pueden acceder a dispositivos tradicionales. Los resultados muestran que existe una dificultad variable en la coordinación de velocidad y precisión, que el movimiento involuntario comparte el mismo rango de frecuencia y que las alteraciones de la postura, en especial en el plano frontal y sagital, dificultan el control de la tarea.*

**Palabras Clave:** Parálisis cerebral, interfaz persona-computador, tecnología inercial, movimiento, postura.

## 1 INTRODUCCIÓN

La parálisis cerebral (PC) puede ser definida, según la “Confederación Española de Federaciones y Asociaciones de Atención a las personas con Parálisis cerebral y Afines (ASPACE)”, como un “trastorno global de la persona consistente en un desorden permanente y no inmutable del tono muscular, la postura y el movimiento, debido a una lesión no progresiva en el cerebro antes de que su desarrollo y crecimiento sean completos”, [1, 2]. Esta lesión puede generar la alteración de otras funciones superiores e interferir en el desarrollo del sistema nervioso central.

La PC se ha convertido en la causa más frecuente de discapacidad motora entre la población infantil, [3]. Es un trastorno que aparece en la infancia y persiste toda la vida. Actualmente podemos hablar de hasta

2,8 personas con PC por cada mil habitantes, lo que en España nos sitúa con una población estimada de unas 120.000 personas. En Estados Unidos 500.000 niños están afectados por PC y en Europa la cifra es incluso superior, [4,5].

Existe una clasificación, comúnmente aceptada, que emplea como criterio los patrones alterados de postura y movimiento y que divide la PC en tres grupos: 1) Espástica, 2) Discinética y 3) Atáxica. La PC espástica es la más común. Las personas que sufren este tipo tienen un tono muscular incrementado, no necesariamente constante. La PC discinética se caracteriza por movimientos involuntarios, descontrolados y ocasionalmente estereotipados. Se divide a su vez en dos tipos: la distonía (hipoquinesia e hipertonía) y coreoatetosis (hiperquinesia e hipotonía). La PC atáxica se caracteriza por la pérdida de la coordinación motora de tal forma que los movimientos son realizados con fuerza, ritmo y precisión alterados.

Todas estas alteraciones afectan a la movilidad, manipulación y comunicación de las personas que las sufren. Los problemas de comunicación pueden ser resueltos a través de las nuevas tecnologías como el computador. Sin embargo, las limitaciones de manipulación ponen en riesgo la autonomía en el control del dispositivo de apoyo (silla de ruedas o computador), ya que estas personas no pueden acceder a las interfaces persona-máquina tradicionales, como por ejemplo la palanca de mando (joystick) o el ratón. Numerosas investigaciones afrontan esta problemática diseñando interfaces alternativas que potencien las capacidades residuales de la persona y reduzcan los efectos de su discapacidad.

En la literatura pueden encontrarse interfaces específicamente diseñadas para personas con PC. El Cross Scanner de la empresa RJ Cooper and Associates es un ejemplo de dispositivo apuntador para personas con PC que consta de una aplicación informática basada en secuencias de barrido y un sensor infrarrojo para la detección del movimiento del ojo y la activación de la opción deseada. Un sistema similar es el ASL Head-Array mouse emulador de la empresa Adaptive Switches Laboratory que emplea dos pulsadores que deben ser accionados con la cabeza para mover el cursor por la



pantalla. Man et al., [6], realizan un estudio comparativo entre ambos sistemas con dos personas con PC y afirman que el Cross Scanner fue evaluado como más confortable, aunque el ASL Head-Array mouse emulador mostró mejor rendimiento. Rao et al., [7], presentaron un estudio comparativo entre un joystick de posición y uno isométrico (la palanca permanece fija y la velocidad del cursor es proporcional a la fuerza aplicada). En el estudio participan catorce personas con PC y concluye que el tiempo para alcanzar el objetivo en la pantalla y la distancia recorrida para ello es menor usando el joystick de posición respecto al isométrico. El CameraMouse, desarrollado por Betke et al., [8], es un sistema que puede seguir el movimiento de distintas partes del cuerpo empleando una webcam y es de libre distribución. La acción de clic se efectúa manteniéndose durante 0.5 segundos en un área menor a 30 píxeles. El autor describe que es efectivo para los participantes que tienen un adecuado control motor. Mauri et al., [9], han desarrollado una interfaz similar, denominada Facial Mouse, que sigue el movimiento de la cara del usuario empleando una webcam. Como la anterior es de libre distribución. La acción de clic puede realizarse como en el caso anterior, por tiempo-área, o por la generación de algún sonido. El autor realiza una evaluación cualitativa donde pone de manifiesto que el dispositivo es útil para aquellas personas que no puedan controlar el ratón convencional, pero que tengan un buen control cefálico.

El objetivo del estudio presentado en este artículo es caracterizar los patrones de postura y movimiento alterados con el fin de crear una interfaz persona-computador que tenga en cuenta las limitaciones y capacidades del usuario con PC. Este trabajo se centra en el grupo discinético. Los usuarios que participaron en este estudio no pueden acceder a dispositivos tradicionales como el ratón o el teclado. La hipótesis de este trabajo es que la identificación de patrones de postura y movimiento alterados permitirá programar estrategias de compensación de los efectos del movimiento alterado, potenciando las capacidades residuales del usuario. Aunque se han realizado estudios preliminares por los autores, [10], este estudio se enfoca principalmente a la PC discinética y participa un mayor número de usuarios (catorce), con lo que los resultados se consideran más significativos y orientados a un grupo específico de usuarios.

## 2 METODOLOGÍA

### 2.1 Interfaz persona-computador basada en tecnología inercial

La interfaz inercial consiste en casco comercial y una unidad de medida inercial (IMU). La unidad inercial

integra un acelerómetro para medir aceleración debida al movimiento y al campo gravitacional, un magnetómetro para medir la orientación respecto al campo magnético terrestre y un giróscopo, para medir la velocidad angular. Toda esta información sensorial es fusionada para obtener la orientación angular del sensor y, por tanto, la orientación del cuerpo donde está ubicada.

Las dimensiones del sensor inercial empleado (fabricado por Technaid S.L.) son 27 mm x 35 mm x 13 mm y su peso es 27 gramos, valores menores de otros sensores inerciales comercializados [11,12]. La sensibilidad del sensor es  $\pm 2$  Gauss (magnetómetro),  $\pm 500^\circ/\text{s}$  (giroscopio) y  $\pm 3g$  (acelerómetro). Tiene una resolución angular de  $0,05^\circ$ , un error estático menor que  $1^\circ$  y una precisión dinámica alrededor de  $2^\circ$  RMS. La figura 1 muestra la interfaz inercial.



Figura 1. Pruebas con la interfaz inercial en AVAPACE Valencia

La orientación dada por la unidad inercial es la orientación de la cabeza. Se ha desarrollado una aplicación que traduce los movimientos de cabeza del usuario en movimientos del puntero del ratón en la pantalla del computador. El modo de control se realiza de forma absoluta, es decir a cada orientación corresponde, de forma unívoca, una posición del puntero.

### 2.2 PARTICIPANTES

En la experimentación, que tuvo lugar en AVAPACE Valencia, en el marco del proyecto europeo ABC, participaron catorce usuarios predominantemente discinéticos ( $33.75 \pm 10$ ). Fueron clasificados dentro de los niveles IV y V de la clasificación GMFCS (Gross Motor Function Classification System). Adicionalmente, participaron 3 sujetos sin discapacidad, con el fin de extraer los patrones de movimiento y postura voluntarios ( $29 \pm 2$ ).

### 2.3 TAREA

La tarea que se propuso a los participantes consistió en seguir una serie de objetivos circulares que aparecían en la pantalla. Cada tarea consistió en alcanzar 11 objetivos, de los que los 3 iniciales fueron considerados fase de práctica y los 8 restantes fase de ejercicio (considerados para el análisis). El

número de sesiones varió en función de la motivación y fatiga del usuario.

El diámetro de los objetivos fue modificado de acuerdo a la destreza de los usuarios desde 50 píxeles hasta 300 píxeles con una resolución de la pantalla de 1280x768 píxeles. Los datos de orientación de la cabeza fueron capturados a una frecuencia de 50Hz por el equipo inercial. De igual forma, fueron capturadas las posiciones del cursor y del objetivo en cada momento.

## 2.4 MÉTRICAS PARA EL ANÁLISIS

Las métricas que se proponen se dividen en tres dominios: del tiempo, de la frecuencia y del espacio. La definición de métricas en estos tres dominios permitirá tener una descripción más completa de los patrones de postura y movimiento involuntarios, ya que estos pueden ser debidos a numerosos factores.

El análisis del tiempo permite identificar las limitaciones en la coordinación voluntaria de los movimientos. La tarea propuesta, el alcance de objetivos, resulta de utilidad para la extracción de estos patrones, ya que permitirá observar la cuantificar la capacidad del usuario para mantener el compromiso entre velocidad y precisión en la tarea de alcance del objetivo. La tarea de alcance ha sido caracterizada para sujetos voluntarios por la ley de Fitts, que establece que el compromiso entre velocidad y distancia al objetivo sigue una relación de tipo exponencial. En este apartado analizaremos la capacidad del usuario para realizar el alcance de objetivos y el tiempo que tarda en realizarlo.

El análisis en el dominio de la frecuencia es interesante ya que permitirá definir si los movimientos involuntarios son de una frecuencia superior a la de los movimientos voluntarios (como en el caso del temblor por ejemplo), o por el contrario, ambos se encuentran en la misma banda de frecuencias. Para ello, calcularemos la frecuencia predominante de los movimientos, empleando la transformada rápida de Fourier.

Finalmente, el análisis en el dominio del espacio ofrecerá resultados relativos al control postural del usuario. Analizaremos el rango de movimiento del usuario con el fin de identificar el grado de limitación/capacidad para mantener la cabeza en la posición estable. Para ello, calcularemos los tres ángulos de Euler, que nos darán el rango de movimiento para los planos frontal, sagital y transversal.

## 3 RESULTADOS

En primer lugar se midió la tasa de error en el alcance de objetivos. La tasa de error se define como el cociente entre los objetivos alcanzados y los no alcanzados. Una tasa de error igual a cero significa que se realizó clic sobre todos los objetivos. Una

tasa de error igual a 1 significa que el usuario realizó clic fuera de todos los objetivos. Analizando la tasa de error para todos los usuarios, 1 de ellos obtuvo una tasa de error de cero, 7 una tasa de error menor a 0.5 y 6 de ellos una tasa de error mayor a 0.5. El tiempo medio de alcance fue de aproximadamente 4 segundos.

Debido a la imposibilidad de incluir las figuras para todos los usuarios, en esta sección se han extraído aquellas más representativas. La figura 2 muestra los resultados para un usuario sin discapacidad en el dominio del tiempo. La figura 3 muestra los mismos resultados para un usuario con PC discínética. En la figura 2 se puede observar como la tarea de alcance sigue una ley exponencial, tal y como define Fitts para el patrón voluntario. En la figura 3, se puede observar que los movimientos alterados del usuario dificultan el compromiso entre velocidad y precisión. Sin embargo, es interesante observar que existe un movimiento rápido y voluntario hacia el objetivo y que los movimientos involuntarios aparecen en la región cercana al objetivo, cuando es necesaria mayor precisión. Este resultado indica que existe mayor capacidad de control motor de tipo grueso que fino.

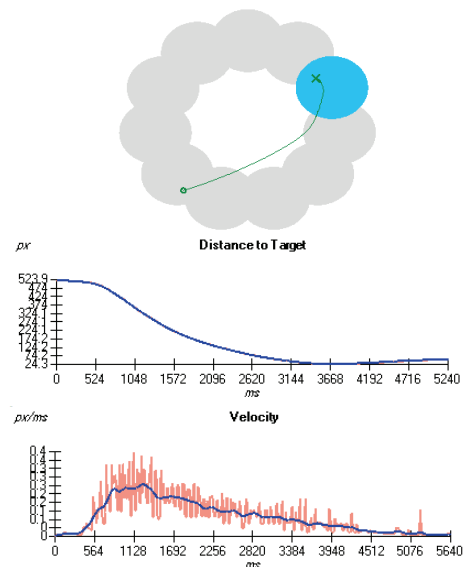
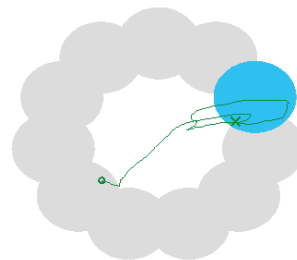


Figura 2. Tarea de alcance para un usuario sin discapacidad 1) representación 2D, 2) Distancia al objetivo vs tiempo y 3) Velocidad



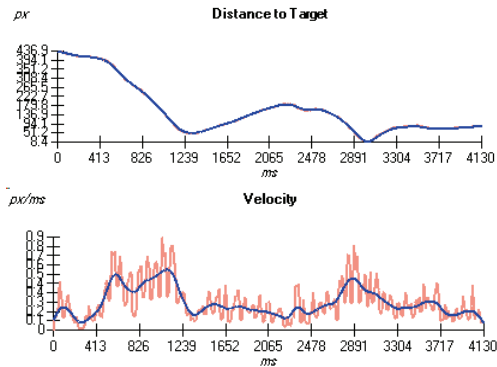


Figura 3. Tarea de alcance para un usuario sin discapacidad 1) representación 2D, 2) Distancia al objetivo vs tiempo y 3) Velocidad

Las figuras 4 y 5 representan la transformada rápida de Fourier de la coordenada horizontal del puntero para varias tareas de alcance consecutivas, para un usuario sin discapacidad y para un usuario con PC discinética respectivamente. En ellas se puede apreciar que, aunque el movimiento del usuario sin discapacidad tiene menor nivel de ruido, los movimientos voluntarios e involuntarios comparte el mismo rango de frecuencia.

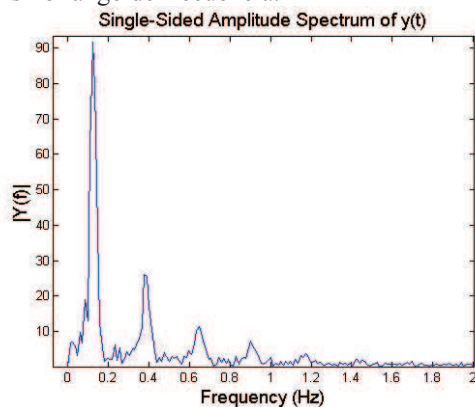


Figura 4. Transformada rápida de Fourier de la coordenada horizontal del puntero para un usuario sin discapacidad

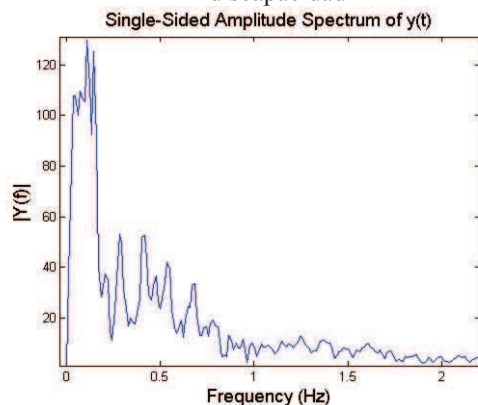


Figura 5. Transformada rápida de Fourier de la coordenada horizontal del puntero para un usuario con PC discinética

Las figuras 6 y 7 muestran el rango de movimiento en los tres planos, frontal, sagital y transversal, para un usuario sin discapacidad y para un usuario con PC

discinética. En ellas se puede observar cómo el rango de movimiento para un usuario sin discapacidad es equilibrado y la dificultad para mantener el control postural, presente en el usuario con PC discinética.

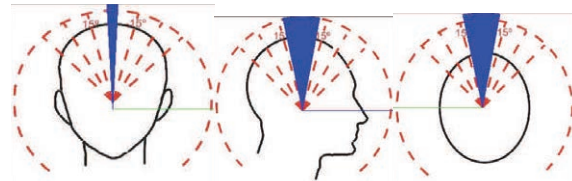


Figura 6. Rango de movimiento en los planos frontal, sagital y transversal para un usuario sin discapacidad

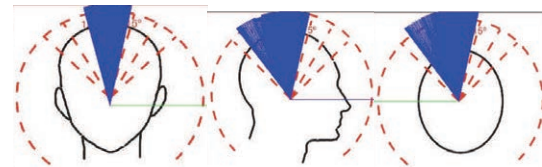


Figura 7. Rango de movimiento en los planos frontal, sagital y transversal para un usuario con PC discinética

#### 4 DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

La figura 8 muestra la transformada rápida de Fourier para cada usuario y cada sesión realizada. En ella se puede observar que el margen entre la referencia voluntaria y los resultados para todos los usuarios es muy reducido. Esto implica que los movimientos involuntarios en los participantes con PC discinética no se caracterizan por tener una frecuencia superior a la de los movimientos voluntarios. Esto tiene una importante consecuencia en relación a las estrategias de compensación o algoritmos de filtrado que pudieran implementarse para la reducción del efecto del movimiento involuntario.

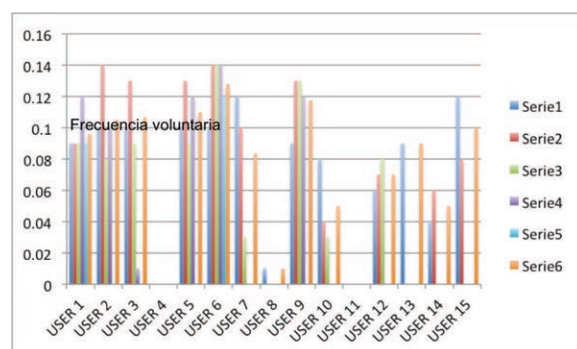


Figure 8. Transformada rápida de Fourier para cada usuario y cada sesión

La figura 9 muestra el rango de movimiento para todos los usuarios y sesiones en el plano frontal. En este caso, se puede observar una alta heterogeneidad en los resultados, existiendo una importante diferencia entre la referencia voluntaria y la postura involuntaria.

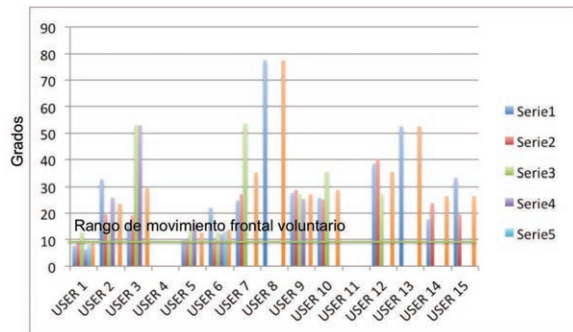


Figure 9. Rango de movimiento en el plano frontal para cada usuario y sesión

Estos resultados han de ser tenidos en cuenta en el diseño de la interfaz persona-computador. Si bien en la actualidad la interfaz inercial funciona con un posicionamiento de tipo absoluto, los resultados del control postural muestran que este control puede no resultar adecuado para ciertos usuarios, debido a su dificultad para mantener una postura determinada. En este caso, la orientación de la cabeza del usuario en cada muestra se referencia a una postura mantenida durante el proceso de calibración inicial. Si durante la tarea el usuario tiene dificultades para volver a la postura de referencia (que corresponde al centro de la pantalla), se limitará el control del dispositivo. Para estos casos, una modalidad de control de tipo relativo (midiendo cambios de velocidad o aceleración) puede resultar más adecuada, ya que como hemos visto existe cierto control voluntario de la velocidad y la distancia, al existir mayor control de tipo grueso que preciso. Con este método, el usuario puede volver a la posición central desde cualquier orientación angular de la cabeza.

Los resultados muestran que el rango de movimiento es muy heterogéneo. El proceso de calibración ha de tener este aspecto en cuenta. Para ello, de acuerdo a los resultados se sustituirá el proceso de calibración actual (mantenimiento de una postura determinada) por un proceso donde se mida el recorrido articular completo del usuario, definiendo así el espacio de trabajo en la pantalla y su relación con el rango de movimiento del usuario.

Por otro lado, la tarea aunque sistemática, resulto poco motivante para el usuario, lo que afectó a ciertos aspectos de tipo cognitivo, como la atención y la motivación. Por ello, en la próxima experimentación se plantea el diseño de una tarea que sea sistemática y lúdica al mismo tiempo.

La interfaz inercial demostró en esta experimentación preliminar su alto potencial como dispositivo de acceso al computador. Se obtuvo una tasa de error reducida para la mitad de los usuarios, pudiendo mejorarla con entrenamiento y con las adecuadas estrategias de compensación.

El estudio realizado demuestra que la interfaz inercial permite identificar ciertos patrones de movimiento y postura involuntarios. La cuantificación de dichos patrones servirá para automatizar el proceso de

calibración del sistema y conocer la modalidad de control y la estrategia de compensación que requiere el usuario. El trabajo presentado en este artículo es por tanto, la base para el conocimiento de las limitaciones/capacidades del usuario para crear un dispositivo ajustado a las necesidades reales de los usuarios con PC discinética.

### Agradecimientos

Los autores quisieran agradecer a AVAPACE (Valencia) por su colaboración en este trabajo, y al proyecto europeo ABC (ICT Call 7 FP7--ICT--2011-7) y al programa JAE-PreDoc cuya financiación ha hecho posible este estudio.

### Referencias

- [1] Confederación Española de Federaciones y Asociaciones de Atención a las personas con Parálisis cerebral y Afines (ASPACE). <http://www.aspace.org/aspace/esp/paralisis+cerebral/>. Technical report.
- [2] M.C. Bax. Terminology and classification of cerebral palsy. *Developmental medicine and child neurology*, 11:295–297, 1964.
- [3] Leviton A. Kuban KCK. Cerebral palsy. *N Engl J Med*, 330:188–95, 1994.
- [4] C S. Winter, A. Autry, y M.. Yeargin-Allsopp. Trends in the prevalence of cerebral palsy in a population-based study. *Pediatric*, 110, 6:1220–1225, 2002.
- [5] A. Johnson. Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in Europe. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 44,9:633, 2002.
- [6] D. W. K. Man and M. L. Wong, “Evaluation of computer-access solutions for students with quadriplegic athetoid cerebral palsy.” *American Journal of Occupational Therapy*, vol. 61, pp. 355–364, 2007.
- [7] R. Rao, R. Seliktar, and T. Rahman, “Evaluation of an isometric and a position joystick in a target acquisition task for individuals with cerebral palsy.” *IEEE Trans Rehabil Eng*, vol. 8, pp. 118–25, 2000.
- [8] M. Betke, J. Gips, and P. Fleming, “The camera mouse: visual tracking of body features to provide computer access for people with severe disabilities.”. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 10, No.1, pp. 1–10, 2002.
- [9] C. Mauri, T. Granollers, J. Lorés, and M. García, “Computer vision interaction for people with severe movement restrictions.” *An Interdisciplinary Journal on Humans in ICT Environments.*, vol. 2 (1), pp. 38–54, 2006.
- [10] R. Raya, E. Rocon, R. Ceres, J. Harlaar, J. Geytenbeek. Characterizing head motor



- 
- disorders to create novel interfaces for people with cerebral palsy. IEEE 12th International Conference on Rehabilitation Robotics, Zurich, Suiza, junio, 2011.
- [11] R. Rocon, A. Ruiz, y J.L. Pons. On the use of rate gyroscopes for tremor sensing in the human upper limb. En International Conference Eurosensors XIX, 2005.
- [12] D. Roetenberg, Luinge, H., C.Baten, y H. Veltink. Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation

**B.4. VII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad IBERDISCAP 2013. Santo Domingo, República Dominicana**

# Interfaces alternativas de acceso al ordenador: principios comunes y propuesta de métricas de valoración

A. Clemotte, F. Brunetti, R. Raya \*, R. Ceres, E. Rocon

\* rafa.el.raya@csic.es. Consejo superior de investigaciones científicas (CSIC). Instituto de Automática Industrial (IAI). Grupo de bioingeniería. Arganda del Rey (Madrid), España

**Palabras claves:** Interfaces alternativas, categorización, métricas. **Tipo de presentación:** Oral

## Introducción

No todas las personas tienen la capacidad de interactuar con las interfaces de acceso más comunes como los teclados, pulsadores y de pantallas táctiles. Por ejemplo, existen personas que han nacido con algún tipo de limitación motora o quienes a causa de algún accidente han perdido la capacidad de control motor necesario para acceder a estas interfaces. Según el informe de la Organización Mundial de la Salud[1]: “más de mil millones de personas viven con algún tipo de discapacidad; o sea, alrededor del 15% de la población mundial

Existen trabajos innovadores que apuntan al desarrollo de interfaces alternativas en respuesta a las necesidades comentadas [2]. Una interfaz alternativa (IA) es una interfaz de entrada que puede ser conectada al ordenador y que permite al usuario introducir datos al mismo mediante gestos físicos (apuntar, clic o arrastre) o bien mediante otros comandos voluntarios (voz, evocación de potenciales en la corteza motora, etc.) [3][9]. Existen aplicaciones software que traducen movimientos alternativos en movimiento del cursor del ratón [5][6]. Las interfaces convencionales como el ratón o el teclado, en general, no son accesibles para personas con discapacidad motoras tradicional que afectan la manipulación.

El presente trabajo se enmarca en la red Iberada, que tiene como uno de sus objetivos, el incentivo al desarrollo de IA de acceso al ordenador para distintos colectivos. En este trabajo se revisan los principios básicos funcionales de las interfaces actuales de acceso al ordenador y se proponen métricas para valoración de las mismas.

La valoración objetiva de las interfaces posibilitaría la comparación relativa de desempeños con cada usuario, así como la valoración del uso del ordenador en terapias de rehabilitación [4][7][9]. Por otro lado, la categorización persigue ayudar a identificar el tipo de interfaz más idónea para cada perfil de discapacidad.

## Principios básicos funcionales de acceso al ordenador

Las interfaces de acceso al ordenador están compuestas por algunos comandos básicos. Independientemente de la aplicación, en los sistemas modernos donde la información es representada en entornos gráficos, la interacción con el contenido o información desplegada en pantalla se da mediante las siguientes opciones o tipos de interacción, según la clasificación funcional propuesta:

- TIPO 1: Teclas/eventos asociados a códigos (letras del abecedario en teclados, cursores de teclado, escapes, teclas de funciones, etc.)
- TIPO 2: Movimiento bidimensional de punteros (ratón, IRISCOM [10])
- TIPO 3: Movimiento en tercera dimensión o profundidad (zoom, avance, etc.)

El último tipo descrito se utiliza en algunas aplicaciones como herramienta de zoom, y por lo general se le asocia una tecla nueva o distinta, o una combinación simultánea de otras ya existentes. Cabe destacar que este movimiento en tercera dimensión, suele ser siempre normal al plano de la pantalla, y no se registran aplicaciones o interfaces cotidianas que contemplen movimientos compuestos en tres dimensiones.

En el ámbito de las IA de acceso al ordenador para personas con capacidades diferentes, podemos clasificar nuevamente los tipos en dos:

- TIPO I: Interfaces básicas para registrar eventos, que pueden ser asociadas a clases del Tipo 1 de la clasificación anterior.
- TIPO II: Interfaces para control del cursor, o de movimiento continuos bidimensionales como los mencionados en el tipo 2.

En general, podemos considerar a las interfaces como dispositivos recolectores de eventos. Estos eventos pueden estar caracterizados simplemente por su ocurrencia temporal, o, como en otras interfaces como las *pantallas táctiles*, por su ocurrencia temporal y espacial.

Es conveniente, en el intento de generalizar y simplificar la descripción, describir las clases básicas que identifican las acciones de una interfaz con el ordenador en un sistema moderno tipo *x-windows*. En este sentido existen las clases reconocidas en teclados tradicionales para escritura con caracteres alfanuméricos, clases del tipo ratón o puntero, clases tipo *clic*, o clases gestuales. En general, las interfaces buscan asociar los eventos medidos (presión de un botón, movimiento de un elemento –ratón) a una de estas clases. La estandarización de estas clases se encuentra recogida en la documentación relacionada a lo que se conoce comúnmente como HID (Human Interface Device). En [13] se especifican todos los atributos, características y protocolos para el uso estándar de las HID.

Las aplicaciones del ordenador tradicionales también están pensadas mayormente para interfaces estándares HID. Así, una interfaz adaptada para personas con capacidad diferente podría ser no funcional si no existe una aplicación adecuada para ser controlada por la misma. Es así, que se desarrollaron aplicaciones alternativas, como teclados virtuales, navegadores, aplicaciones de



ofimática, sintetizadores de voz y lanzadores, casi todos ellos por barrido. Es decir, todas las opciones de la pantalla o correspondiente al estado de la aplicación se van recorriendo de forma automática, a la espera de que el usuario mediante la selección a través de un evento de la interfaz adaptada seleccione la opción resaltada en ese momento.

El mundo de las IA, recorre un camino diferente al de las tradicionales en muchos sentidos. Generalmente, como están muy asociadas a la aplicación en sí, muchas de las IA vienen como parte de un paquete comercial que incluye las aplicaciones, los drivers y el hardware. Es así que se configura todo una solución ad-hoc propietaria del fabricante. Esta aproximación va en detrimento de la estandarización, y por otra parte puede afectar los esfuerzos de diseño de interfaces alternativas para aplicaciones tradicionales. Además, muchas de las IA se desarrollan en el campo de la investigación, por que lo son también soluciones ad-hoc.

El problema en la unificación y estandarización de IA, se debe no solo a la aproximación integral comentada, sino también que responden a colectivos con una diversidad en las capacidades de manipulación y otras motoras muy diversas. Además, este colectivo es muchas veces postergado y resulta menos atractivo económicamente para la industria tecnológica.

Uno de los objetivos de la red IBERADA, es el de crear un banco de pruebas de IA. En este sentido, dentro de la red se ha propuesto usar una aproximación unificada, y un conjunto de aplicaciones clásicas para facilitar la validación y comparación de las distintas interfaces.

De acuerdo a la complejidad de las IA podemos identificar dos tipos:

- TIPO A: Son las interfaces cuya decodificación hasta la clase final (evento simple o de cursor), requiere un procesamiento de datos que se realiza de manera distribuida, pudiendo ser en el hardware de la interfaz y en el ordenador. Además suelen necesitar un procedimiento de calibración para cada usuario. Ejemplos típicos de este tipo de interfaces son aquellas basadas en EEG (BCI) [8] o el IRISCOM [10].
- TIPO B: Este tipo agrupa a aquellas que no requieren un procesamiento externo al dispositivos [11][12] y pueden ser asociados directamente a clases estándares como las descritas en HID.

## **Métricas para valoración de interfaces**

Raya, [9], ya había presentado unas métricas para valoración de IA tomando como referencia la medida estándar de desempeño de interfaces como se indica en la norma ISO 9241-9. El conjunto de métricas presentado incluía solo parámetros de valoración para interfaces del TIPO 2. En este trabajo se vuelven a revisar las propuestas anteriormente y se incluyen nuevas para la valoración de interfaces del TIPO 1.

Interfaces TIPO 1: Eventos

- Tasa de error – TE: número de activaciones involuntarias en relación a todas las capturadas.

- Retardo - RE: tiempo que transcurre entre el trigger del evento y su codificación final en la clase deseada.
- Fatiga- FT: evolución temporal del Retardo.
- Frecuencia Máxima - FM: número de eventos por segundo capaz de recoger la interfaz.
- Rebote - RB: índice que indica la capacidad de la interfaz de mantenerse en un estado durante un periodo de tiempo preestablecido.

#### Interfaces TIPO 2: Movimiento bidimensional de punteros

- Tasa de error – TE: dentro de un grupo de tareas de alcance al objetivo la relación entre la cantidad de objetivos fallados (clic fuera) y el número total de objetivos
- *Throughput* – TP: ISO 9241 requerimientos ergonómicos para trabajos de oficina con terminales visuales, parte 9: requerimientos para dispositivos de entrada diferentes del teclado
- Cantidad de entradas al objetivo – CEO: número de entradas dentro del área del objetivo antes de realizar el clic
- Distancia del clic al objetivo – DCO (solo para clic fuera del objetivo): distancia del clic al perímetro del objetivo
- Desviación media – DES: dentro de un grupo de tareas de alcance al objetivo, la distancia media desde todos los clic al centro del objetivo
- Dispersión horizontal y vertical - DIS\_H y DIS\_V: dentro de un grupo de tareas de alcance al objetivo, la desviación estándar desde todos los clic al centro del objetivo
- Frecuencia pico y Densidad espectral - FREC\_P y FREC\_D: análisis en el dominio de la frecuencia de los movimientos del cursor. Los parámetros que se analizan son: frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral de potencia (FREC\_P) y la banda de frecuencia que contiene el 75% de la densidad espectral total, como indicador de la dispersión de la densidad espectral (FREC\_D).

### **Discusión, Trabajo Futuro y Conclusiones**

El presente trabajo propone una categorización de IA de acceso al ordenador y un conjunto de métricas para valoración de las mismas. Estas métricas pueden ser utilizadas para valoración de cualquier interfaz de acceso, sea alternativa o tradicional. Esta característica de las propuesta permite la valoración y comparación de distintas alternativas. El trabajo presentado responde a una necesidad creciente teniendo en cuenta los esfuerzos científicos dispersos en desarrollo de interfaces alternativas, y el creciente uso de los ordenadores como herramienta de desarrollo e integración social.

### **Agradecimientos:**

A. Clemotte quiere agradecer a la Itaipu Binacional - Paraguay.

## Referencias

- [1] A.-A. EES13-MERLO-BUENOS, "Informe mundial sobre la discapacidad-2011."
- [2] F. Alcantud Marn and F. Soto Pérez, *Tecnologías de ayuda en personas con trastornos de comunicación*. Nau Llibres, 2003.
- [3] J. Gill, "Guidelines for the design of accessible information and communication technology systems," Última visita 11/02/2013. [Online]. Available: [http://www.johngilltech.com/guidelines/-pointing\\_devices.htm](http://www.johngilltech.com/guidelines/-pointing_devices.htm)
- [4] A. Clemotte, R. Raya, R. Ceres, and E. Rocon, "Preliminary result from a multimodal interface for cerebral palsy users based on eye tracking and inertial technology," in *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*. Springer, 2013, pp. 443–448.
- [5] Página web de la aplicación eViacam. [Online]. Available: [http://eviacam.sourceforge.net/-index\\_es.php](http://eviacam.sourceforge.net/-index_es.php)
- [6] J. Muntaner, F. Perales, F. Negre, J. Varona, and C. Manresa-Yee, "Sistema de interacción natural avanzado (SINA): Proceso de mejora y ajuste para usuarios con parálisis cerebral y esclerosis múltiple," in *Congreso nacional de tecnología educativa y atención a la diversidad (Tecnoneet)*, 2008, p. 145.
- [7] A. Weightman, N. Preston, R. Holt, M. Allsop, M. Levesley, and B. Bhakta, "Engaging children in healthcare technology design: developing rehabilitation technology for children with cerebral palsy," *Journal of Engineering Design*, vol. 21, no. 5, pp. 579–600, 2010.
- [8] P. Perego, A. Turconi, C. Gagliardi, and G. Andreoni, "Psychometric evaluation with brain-computer interface," *Human-Computer Interaction. Design and Development Approaches*, pp. 406–413, 2011.
- [9] R. Raya, J. Roa, E. Rocon, R. Ceres, and J. Pons, "Wearable inertial mouse for children with physical and cognitive impairments," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 162, no. 2, pp. 248–259, 2010.
- [10] P. Palomo, T. González, R. Rivas, I. I., and A. Ruiz, "IRISCOM. proyecto IRIS," *IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad*, pp. 87 – 91, 2009.
- [11] Centro Argentino de Medios Alternativos de Comunicación CAMAC. [Online]. Available: <http://www.centrocamac.org>
- [12] Página web de Anditec. Tecnologías de rehabilitación Ltd. [Online]. Available: <http://www.anditec.pt>
- [13] USB Implementers Forum, Universal Serial Bus (USB) Standard, Device Class Definition for Human Interface Devices (HID), Firmware Specification—6/27/01, Version 1.11, 2001.
- [14] USB Implementers Forum, Universal Serial Bus (USB) Standard, HID Usage Tables, Firmware Specification—6/27/01, Version 1.11, 2001.

## Referencias

- [1] “Página web del grupo de Bio-Ingeniería del CSIC.” [Online]. Available: <http://www.iai.csic.es/gb> IV
- [2] R. Koon and M. De la Vega, “El impacto tecnológico en las personas con discapacidad,” *Conferencia presentada en el II Congreso Iberoamericano de Informática Educativa Especial, Córdoba*, 2000. IV
- [3] “Página web de la Aspace: Confederación Española de Federaciones y Asociaciones de Atención a las personas con Parálisis cerebral y Afines.” [Online]. Available: <http://www.aspace.org/> V
- [4] R. Raya, “Nuevas estrategias para la interacción y la movilidad de niños con parálisis cerebral según un modelo convergente,” *Tesis doctoral*, 2011. VII, 102
- [5] R. Raya, J. Roa, E. Rocon, R. Ceres, and J. Pons, “Wearable inertial mouse for children with physical and cognitive impairments,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 162, no. 2, pp. 248–259, 2010. VII, 8
- [6] “Página web del sistema de control del ordenador a través de la mirada IRISCOM.” [Online]. Available: <http://www.iriscom.org/> VII
- [7] J. P. Hansen, K. Tørning, A. S. Johansen, K. Itoh, and H. Aoki, “Gaze typing compared with input by head and hand,” in *Proceedings of the 2004 symposium on Eye tracking research & applications*. ACM, 2004, pp. 131–138. [Online]. Available: <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=968389> XII, 8
- [8] P. Corke, J. Lobo, and J. Dias, “An introduction to inertial and visual sensing,” *The International Journal of Robotics Research*, vol. 26, no. 6, pp. 519–535, 2007. XII, 15, 89
- [9] H. Crane, “The purkinje image eyetracker, image stabilization, and related forms of stimulus manipulation,” *Visual science and engineering: Models and applications*, pp. 15–89, 1994. XII, 17

- [10] P. Palomo and J. M. Arrazola, *Manual del Usuario IRISCOM. Version 6*, IRISCOM SISTEMAS, S.L., Enero 2010. [xiii](#), [xvii](#), [20](#), [21](#), [22](#)
- [11] R. Raya, E. Rocon, J. Gallego, R. Ceres, and J. Pons, "A robust Kalman algorithm to facilitate human-computer interaction for people with cerebral palsy, using a new interface based on inertial sensors," *Sensors*, vol. 12, no. 3, pp. 3049–3067, 2012. [xv](#), [9](#), [77](#), [79](#), [88](#), [100](#)
- [12] J. Music, M. Cecic, and M. Bonkovic, "Testing inertial sensor performance as hands-free human-computer interface," *WSEAS Transactions on Computers*, vol. 8, no. 4, pp. 715–724, 2009. [xvii](#), [34](#)
- [13] K. Tai, S. Blain, and T. Chau, "A review of emerging access technologies for individuals with severe motor impairments," *Assistive technology*, vol. 20, no. 4, pp. 204–221, 2008. [1](#)
- [14] INE, "Encuesta de discapacidad, autonomía personal y situaciones de dependencia," *Technical report, Instituto Nacional de Estadística*, 2008. [1](#)
- [15] A. Padilla-Muñoz, "Discapacidad: contexto, concepto y modelos," *International Law: Revista Colombiana de Derecho Internacional*, no. 16, pp. 381–414, 2010. [1](#)
- [16] P. Gómez, M. Martínez, M. Heras, and E. Moreno, *Parálisis cerebral*, D. Garrote Rojas and A. Palomares Ruiz, Eds. Universidad de Castilla-La Mancha, 2010. [2](#)
- [17] F. Alcantud Marín and F. Soto Pérez, *Tecnologías de ayuda en personas con trastornos de comunicación*. Nau Llibres, 2003. [3](#)
- [18] A. Cook and J. Polgar, "Cook and hussey's assistive technologies, principles and practice," *Recherche*, vol. 67, p. 02, 2007. [3](#)
- [19] R. Montoya, "Ordenador y discapacidad," *Guia práctica para conseguir que el ordenador se una ayuda eficaz en el aprendizaje y la comunicación. Madrid: Ciencias de la Educación Preescolar y Especial*, 1997. [3](#)
- [20] J. Gill, "Guidelines for the design of accessible information and communication technology systems," Última visita 11/02/2013. [Online]. Available: [http://www.johngilltech.com/guidelines/pointing\\_devices.htm](http://www.johngilltech.com/guidelines/pointing_devices.htm) [4](#)
- [21] S. Castellucci and I. MacKenzie, "Graffiti vs. unistrokes: an empirical comparison," *ACM*, pp. 305–308, 2008. [4](#)

- [22] J. Wobbrock, B. Myers, and J. Kembel, "Edgewise: a stylus-based text entry method designed for high accuracy and stability of motion," in *Proceedings of the 16th annual ACM symposium on User interface software and technology*. ACM, 2003, pp. 61–70. [4](#)
- [23] M. Betke, J. Gips, and P. Fleming, "The camera mouse: visual tracking of body features to provide computer access for people with severe disabilities," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 10, no. 1, pp. 1–10, 2002. [5](#)
- [24] N. Buira, M. Garcia, and C. Mauri, "Parálisis cerebral y nuevas tecnologías: Ayudas técnicas basadas en visión artificial," *IV Jornadas Onubenses Sobre Parálisis Cerebral, Huelva*, 2005. [5](#)
- [25] J. Muntaner, F. Perales, F. Negre, J. Varona, and C. Manresa-Yee, "Sistema de interacción natural avanzado (SINA): Proceso de mejora y ajuste para usuarios con parálisis cerebral y esclerosis múltiple," in *Congreso nacional de tecnología educativa y atención a la diversidad (Tecnoneet)*, 2008, p. 145. [5](#)
- [26] J. Muntaner, F. Negre, F. Perales, J. Varona, and C. Manresa-Yee, "SINA: acceso natural al ordenador para personas con PCI," *IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad "LAS TECNOLOGÍAS DE APOYO EN PARÁLISIS CEREBRAL"*, Madrid, pp. 26–27, 2009. [6](#)
- [27] B. Leung and T. Chau, "A multiple camera tongue switch for a child with severe spastic quadriplegic cerebral palsy," *Disability & Rehabilitation: Assistive Technology*, vol. 5, no. 1, pp. 58–68, 2010. [6](#)
- [28] H. Istance, C. Spinner, and P. Howarth, "Providing motor impaired users with access to standard graphical user interface (GUI) software via eye-based interaction," in *Proceedings of the 1st European Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies (ECDVRAT'96)*. Citeseer, 1996, pp. 109–116. [6](#)
- [29] A. Weightman, N. Preston, R. Holt, M. Allsop, M. Levesley, and B. Bhakta, "Engaging children in healthcare technology design: developing rehabilitation technology for children with cerebral palsy," *Journal of Engineering Design*, vol. 21, no. 5, pp. 579–600, 2010. [7](#)
- [30] O. Saz Torralba, W. Rodríguez Dueñas, and E. Lleida Solano, "Development of voice-based tools for accessibility to computer services," *Computación y Sistemas*, vol. 15, no. 1, 2011. [7](#)

- [31] P. Perego, A. Turconi, C. Gagliardi, and G. Andreoni, "Psychometric evaluation with brain-computer interface," *Human-Computer Interaction. Design and Development Approaches*, pp. 406–413, 2011. [7](#)
- [32] P. Palomo, T. González, R. Rivas, I. I., and A. Ruiz, "IRISCOM. proyecto IRIS," *IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad*, pp. 87 – 91, 2009. [9](#), [20](#)
- [33] J. M. B. Lois, "Brain and neural computer interfaces for people with cerebral palsy," in *International Conference on NeuroRehabilitation*, 2012. [13](#)
- [34] O. Woodman, "An introduction to inertial navigation," *University of Cambridge, Computer Laboratory, Tech. Rep. UCAMCL-TR-696*, 2007. [14](#), [15](#)
- [35] H. Luinge, "Inertial sensing of human movement," Ph.D. dissertation, University of Twente, Enschede, The Netherlands, 2002. [14](#)
- [36] M. Böhme, M. Haker, T. Martinetz, and E. Barth, "A facial feature tracker for human-computer interaction based on 3d tof cameras," *Int. J. on Intell. Systems Techn. and App., Issue on Dynamic 3D Imaging*, vol. 5, no. 3, p. 4, 2008. [15](#)
- [37] Y. Tao, H. Hu, and H. Zhou, "Integration of vision and inertial sensors for 3d arm motion tracking in home-based rehabilitation," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 26, no. 6, pp. 607–624, 2007. [15](#)
- [38] R. Poppe, "Vision-based human motion analysis: An overview," *Computer vision and image understanding*, vol. 108, no. 1-2, pp. 4–18, 2007. [15](#)
- [39] Y. Blanco, A. Villanueva, and R. Cabeza, "Síntesis visual del habla," *An Sist Sanit Navar*, vol. 23, 2000. [16](#)
- [40] V. Sundstedt, "Gazing at games: An introduction to eye tracking control," *Synthesis Lectures on Computer Graphics and Animation*, vol. 5, no. 1, pp. 1–113, 2012. [16](#)
- [41] L. Young and D. Sheena, "Survey of eye movement recording methods," *Behavior Research Methods*, vol. 7, no. 5, pp. 397–429, 1975. [16](#)
- [42] A. Duchowski, *Eye tracking methodology: Theory and practice*. Springer-Verlag New York Inc, 2007. [16](#)
- [43] M. Wichers, S. Hilberink, M. Roebroek, O. Van Nieuwenhuizen, and H. Stam, "Motor impairments and activity limitations in children with spastic cerebral palsy: A dutch population-based study," *Journal of Rehabilitation Medicine*, vol. 41, no. 5, pp. 367–374, 2009. [18](#)

- [44] D. Roetenberg, *Inertial and magnetic sensing of human motion*. University of Twente, 2006. 18
- [45] Barrientos, *Fundamentos de Robótica*. McGraw-Hill, 2007. 19
- [46] “Página web oficial de la empresa EyeTech.” [Online]. Available: <http://www.eyetechds.com/> 23
- [47] “Página web oficial de la empresa de desarrollo Tobii.” [Online]. Available: <http://www.tobii.com/> 23
- [48] E. Farrero, E. Prats, and J. Escarrabill, “Toma de decisiones en el manejo clínico de los pacientes con esclerosis lateral amiotrófica,” *Archivos de bronconeumología: Organo oficial de la Sociedad Española de Neumología y Cirugía Torácica SEPAR y la Asociación Latinoamericana de Tórax (ALAT)*, vol. 39, no. 5, pp. 226–232, 2003. 24
- [49] “Dossier de Prensa Proyecto Ediris,” Confederación ASpace y Gobierno de España Ministerio de Industria, Turismo y Comercio. [Online]. Available: <http://www.usc.es/atpemes/IMG/pdf/dossierediris.pdf> 24
- [50] J. Wobbrock, K. Shinohara, and A. Jansen, “The effects of task dimensionality, endpoint deviation, throughput calculation, and experiment design on pointing measures and models,” in *Proceedings of the 2011 annual conference on Human factors in computing systems*. ACM, 2011, pp. 1639–1648. 26, 28, 29
- [51] I. S. MacKenzie, T. Kauppinen, and M. Silfverberg, “Accuracy measures for evaluating computer pointing devices,” in *Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems*. ACM, 2001, pp. 9–16. 32
- [52] S. Keates, F. Hwang, P. Langdon, P. Clarkson, and P. Robinson, “The use of cursor measures for motion-impaired computer users,” *Universal Access in the Information Society*, vol. 2, no. 1, pp. 18–29, 2002. 32
- [53] F. Hwang, S. Keates, P. Langdon, and P. Clarkson, “Multiple haptic targets for motion-impaired computer users,” in *Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems*. ACM, 2003, pp. 41–48. 32, 75
- [54] S. Keates, P. Langdon, P. J. Clarkson, and P. Robinson, “User models and user physical capability,” *User Modeling and User-Adapted Interaction*, vol. 12, no. 2-3, pp. 139–169, 2002. 32
- [55] *Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (VDTs) - Part 9: Requirements for non-keyboard input devices ISO/DIS 9241-9*, International Organization for Standardization (2000) ISO Std. 33



- [56] R. W. Soukoreff and I. S. MacKenzie, "Towards a standard for pointing device evaluation, perspectives on 27 years of fitts' law research in hci," *International Journal of Human-Computer Studies*, vol. 61, no. 6, pp. 751–789, 2004. [33](#)
- [57] P. Fitts, "The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement." *Journal of experimental psychology*, vol. 47, no. 6, p. 381, 1954. [33](#)
- [58] S. Douglas, A. Kirkpatrick, and I. MacKenzie, "Testing pointing device performance and user assessment with the ISO 9241, Part 9," in *Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems: the CHI is the limit*. ACM, 1999, pp. 215–222. [34](#)
- [59] G. CTO, *Manual CTO de Medicina y Cirugía 8va. edición*. CTO Editorial, 2011, ch. 1: Introducción: anatomía, semiología y fisiología del sistema nervioso, p. 9. [72](#)
- [60] J. Wobbrock, J. Fogarty, S. Liu, S. Kimuro, and S. Harada, "The angle mouse: target-agnostic dynamic gain adjustment based on angular deviation," in *Proceedings of the 27th international conference on Human factors in computing systems*. ACM, 2009, pp. 1401–1410. [75](#), [76](#)
- [61] D. Ahlström, M. Hitz, and G. Leitner, "An evaluation of sticky and force enhanced targets in multi target situations," in *Proceedings of the 4th Nordic conference on Human-computer interaction: changing roles*. ACM, 2006, pp. 58–67. [75](#)
- [62] A. Worden, N. Walker, K. Bharat, and S. Hudson, "Making computers easier for older adults to use: area cursors and sticky icons," in *Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems*. ACM, 1997, pp. 266–271. [75](#), [76](#)
- [63] P. Kabbash and W. Buxton, "The "prince" technique: Fitts' law and selection using area cursors," in *Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems*. ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., 1995, pp. 273–279. [75](#)
- [64] A. Cockburn and A. Firth, "Improving the acquisition of small targets," in *People and Computers XVII*, British Computer Society Conference on Human Computer Interaction. Bath, UK: University of Canterbury. Computer Science and Software Engineering., 2003, pp. 181–196. [76](#)
- [65] Y. Guiard, R. Blanch, and M. Beaudouin-Lafon, "Object pointing: a complement to bitmap pointing in GUIs," in *Proceedings of Graphics Interface 2004*. Canadian Human-Computer Communications Society, 2004, pp. 9–16. [76](#)

- [66] M. McGuffin and R. Balakrishnan, "Acquisition of expanding targets," in *Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems: Changing our world, changing ourselves*. ACM, 2002, pp. 57–64. [76](#)
- [67] P. Baudisch, E. Cutrell, D. Robbins, M. Czerwinski, P. Tandler, B. Bederson, and A. Zierlinger, "Drag-and-pop and drag-and-pick: Techniques for accessing remote screen content on touch-and pen-operated systems," in *Proceedings of INTERACT*, vol. 3, 2003, pp. 57–64. [76](#)
- [68] K. Gajos, J. Wobbrock, and D. Weld, "Improving the performance of motor-impaired users with automatically-generated, ability-based interfaces," in *Proceeding of the twenty-sixth annual SIGCHI conference on Human factors in computing systems*. ACM, 2008, pp. 1257–1266. [76](#)
- [69] J. Wobbrock and K. Gajos, "A comparison of area pointing and goal crossing for people with and without motor impairments," in *Proceedings of the 9th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility*. ACM, 2007, pp. 3–10. [77](#), [98](#)
- [70] L. Findlater, A. Jansen, K. Shinohara, M. Dixon, P. Kamb, J. Rakita, and J. Wobbrock, "Enhanced area cursors: reducing fine pointing demands for people with motor impairments," in *Proceedings of the 23rd annual ACM symposium on User interface software and technology*. ACM, 2010, pp. 153–162. [77](#)
- [71] D. L. Hall and J. Llinas, "An introduction to multisensor data fusion," in *Proceedings of the IEEE*, vol. 85, no. 1. IEEE, 1997, pp. 6–23. [87](#)
- [72] P. K. Varshney, "Multisensor data fusion," *Electronics & Communication Engineering Journal*, vol. 9, no. 6, pp. 245–253, 1997. [87](#)
- [73] B. Khaleghi, A. Khamis, F. O. Karray, and S. N. Razavi, "Multisensor data fusion: A review of the state-of-the-art," *Information Fusion*, 2011. [87](#)
- [74] P. K. Atrey, M. A. Hossain, A. El Saddik, and M. S. Kankanhalli, "Multimodal fusion for multimedia analysis: a survey," *Multimedia systems*, vol. 16, no. 6, pp. 345–379, 2010. [87](#)
- [75] N. Xiong and P. Svensson, "Multi-sensor management for information fusion: issues and approaches," *Information fusion*, vol. 3, no. 2, pp. 163–186, 2002. [87](#)
- [76] P. Huber, "Robust statistics," Wiley and Sons, 1981. [88](#)

- [77] C. González, C. Miranda, M. García, and S. González, “Usabilidad en sistemas lúdicos infantiles con reconocimiento de voz como apoyo en la terapia de rehabilitación de niños con problemas de lenguaje,” *Workshop on Intelligent Virtual Environments de la IBERAMIA*, 2008. 98
- [78] A. Kiruluta, M. Eizenman, and S. Pasupathy, “Predictive head movement tracking using a kalman filter,” *Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics, IEEE Transactions on*, vol. 27, no. 2, pp. 326–331, 1997. 100
- [79] P. Baldwin, A. Basu, and y H. Zhang, “Predictive windows for delay compensation in telepresence applications,” in *Proceedings of the 1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 1, 1998, p. 2884–2889. 100
- [80] R. Azuma and G. Bishop, “Improving static and dynamic registration in an optical see-through hmd,” in *Proceedings of the 21st annual conference on Computer graphics and interactive techniques*. ACM, 1994, pp. 197–204. 100
- [81] O. Komogortsev and J. Khan, “Eye movement prediction by oculomotor plant kalman filter with brainstem control,” *Journal of Control Theory and Applications*, vol. 7, no. 1, pp. 14–22, 2009. 100
- [82] D. Koh, S. Munikrishne Gowda, and O. Komogortsev, “Input evaluation of an eye-gaze-guided interface: kalman filter vs. velocity threshold eye movement identification,” in *Proceedings of the 1st ACM SIGCHI symposium on Engineering interactive computing systems*. ACM, 2009, pp. 197–202. 101
- [83] W. A. Van Bergeijk and E. E. David Jr, “Delayed handwriting,” *Perceptual and Motor Skills*, vol. 9, no. 3, pp. 347–357, 1959. 102